



**Universidade de
Aveiro
2013**

Departamento de Engenharia de Materiais e
Cerâmica

**Maria Catarina
Alvelos Ferreira de
Almeida**

**Diagnóstico de doenças obstrutivas através do
registo de espirometria**



**Maria Catarina Alvelos Diagnóstico de doenças obstrutivas através do
Ferreira de Almeida registo de espirometria**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Mário de Almeida Rodrigues Talaia, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro e co-orientação da Doutora Maria Alcina Coelho Saraiva, médica especialista do Hospital Infante D. Pedro, em Aveiro.

Dedico este trabalho ao meu marido e ao meu e filho e também aos meus pais.

Júri

presidente

Professor Doutor José Maria da Fonte Ferreira
Professor Associado c/ Agregação da Universidade de Aveiro

vogal - arguente principal

Professor Doutor José Fortes do Nascimento Lopes
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogal

Professor Doutor Mário de Almeida Rodrigues Talaia
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (Orientador)

vogal

Doutora Maria Alcina Coelho Saraiva
Médica especialista do Hospital Infante D. Pedro, em Aveiro (Co-orientador)

agradecimentos

Começo por agradecer aos meus pais, por todo o apoio e incentivo.

Sem eles não teria sido possível sequer ter iniciado este mestrado.

Agradeço ao Professor Mário Talaia por toda a ajuda, amizade e força, por ter apostado e confiado em mim e no meu trabalho.

À Dra. Alcina Saraiva por permitir a realização desta investigação e contribui com toda a sua sabedoria e experiência.

Ao meu marido por toda a paciência e apoio, especialmente nos dias mais complicados e ao meu filho, por me arrancar sempre um sorriso todos os dias.

Aos meus amigos, por me apoiarem sempre.

Agradeço também a todas as pessoas que permitiram a realização deste trabalho, especialmente as Técnicas Elisabete e Lucinda do Hospital Infante D. Pedro por toda a ajuda e amizade.

palavras-chave

Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica, Espirometria, Distúrbios Ventilatórios, Volume Expiratório Forçado, Capacidade Vital Forçada, Fluxo Expiratório Forçado MEF a 50% da CVF , Índice de Tiffeneau, número de Reynolds.

resumo

A Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica (DPOC) é um problema grave de saúde pública, a nível nacional e a nível internacional. A sua detecção precoce e avaliação dos parâmetros para a sua determinação são de grande importância para a redução de custos de saúde e custos de absentismo.

A espirometria é o teste fisiológico que permite a detecção precoce da DPOC, além de determinar uma série de parâmetros que tornam possível conhecer eventuais distúrbios de ventilação, nomeadamente o Volume Expiratório Forçado no primeiro segundo (VEF_1), a Capacidade Vital Forçada (CVF) e o Fluxo Expiratório Forçado MEF a 50% da CVF .

Com base nestes pressupostos, consideramos relevante investigar a questão problemática da detecção da DPOC e contribuir para uma melhoria de testes de diagnóstico.

Nesta investigação procurámos obter uma justificação para a utilização do índice VEM_1/VEM_6 , já aceite por diversos autores e profissionais de saúde.

Nestas circunstâncias encontrou-se uma justificação física e estatística para a valorização do índice VEM_1/VEM_6 . No entanto, esta investigação veio a revelar que se for utilizado o índice VEM_1/VEM_4 , menos invasivo para o paciente, é possível proceder à triagem de distúrbios ventilatórios, com o mesmo êxito.

Foi possível correlacionar os dados determinados por $MEF_{50}/0,5CVF$ e VEM_1/CVF obtendo-se uma metodologia para a valorização de valores obstrutivos e de valores restritivos.

Foi introduzido um parâmetro adimensional, denominado número de Reynolds, que caracteriza o tipo de escoamento. A interpretação parece contribuir para a valorização no diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

Espera-se assim que os resultados obtidos nesta investigação possam contribuir para melhorar a triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios através de exame realizado por espirometria.

keywords

Chronic Obstructive Pulmonary Disease, Spirometry, Respiratory Disorders, Forced Expiratory Volume, Forced Vital Capacity, Forced Expiratory Flow FEF at 50% of FVC , Tiffeneau index, Reynolds number.

abstract

Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) is a serious public health problem at national and international level. The early detection and evaluation of parameters for the COPD determination are of great importance for reducing healthcare costs and costs of absenteeism.

Spirometry is a physiological test that enables early detection of COPD, and the evaluation of a set of parameters that make it possible to detect any ventilation disorders, such as Forced Expiratory Volume in one second (FEV_1), Forced Vital Capacity (FVC) and Forced Expiratory Flow FEF at 50% of FVC .

Based on these assumptions, we consider that is relevant to investigate the problematic issue of detection of COPD and contribute to an improvement of diagnostic tests.

In this research we tried to discover a justification for the use of the index VEM_1/VEM_6 , already accepted by many authors and health professionals.

In these circumstances we found a physical and statistical justification for the valuation index VEM_1/VEM_6 . However, this investigation has proven that if the VEM_1/VEM_4 index is used, less invasive for the patient, it is possible to proceed with the screening of respiratory disorders, with the same success.

It was possible to correlate the data determined by $MEF_{50}/0,5FVC$ and VEM_1/FVC , obtaining a methodology for valuing obstructive and restrictive values.

An adimensional parameter was added, called the Reynolds number, which characterizes the flow type. The interpretation seems to contribute to enhance the diagnosis of respiratory disorders.

We hope that the results obtained in this research can contribute to better screening and diagnosis of respiratory disorders by spirometry examination.

ÍNDICE

Capítulo 1	01
1.1	Introdução.....	03
1.2	Descrição da Dissertação.....	03
Capítulo 2	07
2	Revisão da Literatura/Fundamentação Teórica.....	09
2.1	A Fisiologia da DPOC.....	09
2.2	Prognóstico da DPOC.....	12
2.3	Espirometria.....	14
2.4	Espirometria – o que é normal?.....	15
2.5	Espirometria – Técnica.....	16
2.5.1.	A relação VEF_1/CVF como índice sensível à obstrução leve das vias aéreas..	18
2.6	Comparação do valor normal, obstrutivo e restritivo.....	19
2.7	A CVF como indicadora da restrição.....	20
2.8	Reconhecimento de padrões <i>versus</i> análises numéricas nas curvas FV	21
2.9	Variações normais dos volumes pulmonares. Significado do valor previsto..	21
2.10	A importância do índice $FEF_{50}/0,5CVF$ ou $MEF_{50}/0,5CVF$ no diagnóstico dos distúrbios ventilatórios obstrutivos.....	22
Capítulo 3	23
3	Instrumentos de medida.....	23
3.1	O Espirómetro.....	25
3.1.1.	Características gerais	25
3.1.2.	Tipos de Espirómetros.....	26
3.1.2.1.	Abertos e fechados.....	26
3.1.2.2.	Volume e fluxo.....	26
3.2.	Espirómetro usado na investigação.....	27
3.2.1.	Dados técnicos.....	27
3.2.2.	Calibração de volume.....	28
3.2.3.	FRC (capacidade residual funcional) Filling Calibration.....	28
3.2.4.	Calibração da “caixa”.....	29
3.2.5.	Calibração do Analisador de gás.....	29
3.2.6.	Condições ambientais.....	29
3.3.	Realização do exame.....	29
3.4.	Considerações sobre o procedimento de espirometria, equipamento e controlo de qualidade.....	30
3.4.1.	Estandardização da Espirometria.....	30
3.4.2.	A manobra VEF_1 e CVF	31
3.4.2.1.	Equipamento.....	31
3.4.2.2.	Seleção dos resultados do teste.....	33
3.4.2.3.	O índice VEF_t	33
Capítulo 4	35
4	Materiais e Métodos.....	35
4.1.	Introdução.....	37

4.2.	Esquipamento usado e teste de diagnóstico.....	37
4.3.	Metodologia.....	38
Capítulo 5	41
5	Resultados e sua análise.....	41
5.1.	Introdução.....	43
5.2.	Amostra.....	43
5.3.	Índice de Tiffeneau.....	43
Capítulo 6	59
6	Considerações finais e perspectivas futuras.....	61
Bibliografia	63

LISTA DE ACRÓNIMOS

ATS	American Thoracic Society
CV	Capacidade vital
CPT	Capacidade pulmonar total
CRF	Capacidade residual funcional
CT	Capacidade total
CVF	Capacidade vital forçada
DEM₅₀	Débito expiratório máximo a 50%
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica
DVO	Doença ventilatória obstrutiva
DVR	Doença ventilatória restritiva
EOT	End Of Test
ERS	European Respiratory Society
FEF₂₅₋₇₅	Fluxo expiratório forçado médio entre 25% e 75% da CVF
FEF₅₀	Fluxo expiratório forçado a 50% da CVF
FEV	Forced Expiratory Volume
FV	Fluxo volume
GOLD	Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease
ICD	Insuficiência cardíaca directa
IR	Insuficiência respiratória
IT	Índice de Tiffeneau
MEF	Débito expiratório máximo (<i>maximal expiratory flow</i>)
MEF₅₀ (ou FEF₅₀)	Débito expiratório máximo, a 50% da expiração CVF. (<i>Maximal instantaneous forced expiratory flow were 50% of CVF remains to be expired</i>)
PFE	Pico de fluxo expiratório
p_aCO₂	Pressão parcial do dióxido de carbono

p_aO_2	Pressão parcial do oxigênio
R_{aw}	Resistência
VE_{M_5}	Volume expiratório máximo
VE_F	Volume expiratório forçado
VE_F_t	Volume máximo exalado no tempo t segundos
VE_{F_1}	Volume expiratório forçado no primeiro segundo de uma manobra de CVF
VE_{F_6}	Volume expiratório forçado aos seis segundos de uma manobra de CVF
$VGIT$	Volume de gás intratorácico
VR	Volume residual

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 -	Alterações Fisiopatológicas da DPOC (adaptado de Couto & Ferreira, 2004)	10
Figura 2.2 -	Volumes e Capacidades Pulmonares <i>típicas</i> de uma espirometria. (Seeley <i>et al.</i> , 2001)	11
Figura 2.3 -	Curvas volume – tempo e curvas fluxo – volume (adaptado de Junior, 1997)	17
Figura 2.4 -	Metodologia para determinação de VEM_i . Testes respiratórios realizados nesta investigação	17
Figura 2.5 -	Metodologia para a determinação do MEF_{50}	18
Figura 2.6 -	Curva volume – tempo com várias curvas para pacientes considerados de normais, com DVO e com DVR (adaptado de Euromédice, Michael Jakob, 2009)	20
Figura 3.1 -	Espirómetro utilizado para a realização dos testes e exemplo de um exame realizado	26
Figura 3.2 -	Fluxograma que descreve como os critérios de aceitabilidade e repetibilidade devem ser aplicados.	33
Figura 4.1 -	Equipamento usado e diagnóstico em curso	37
Figura 4.2 -	Uma fase de resultados visíveis no monitor de computador	38
Figura 4.3 -	Metodologia usada para a determinação do VEM_i , um exemplo	39
Figura 4.4 -	Metodologia utilizada para a determinação do MEF_{50} .	39
Figura 5.1 -	Dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_2 (círculos a cheio de cor azul) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função dos valores de IT	44

	Dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_4 (círculos a cheio de cor vermelha) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função do valor de IT	45
Figura 5.2 -		
Figura 5.3 -	Valores de VEM_1/VEM_2 em função do valor VEM_1/VEM_6	46
Figura 5.4 -	Valores de VEM_1/VEM_4 em função do valor VEM_1/VEM_6	46
Figura 5.5 -	Dados espirométricos: IT registado <i>versus</i> IT previsto	47
Figura 5.6 -	Influência da idade no valor do índice de Tiffeneau (previsto e esperado)	48
Figura 5.7 -	Valores indicados pelo <i>software</i> e valores calculados e previstos usando as expressões do capítulo 2, para VEM_1	49
Figura 5.8 -	Valores indicados pelo <i>software</i> e valores calculados e previstos usando as expressões do capítulo 2, para MEF_{50}	50
Figura 5.9 -	Comportamento da amostra em termos de MEF_{50} em função da idade	50
Figura 5.10 -	O índice $MEF_{50}/0,5CVF$ experimental “ <i>versus</i> ” índice de Tiffeneau IT , registado ou experimental	51
Figura 5.11 -	$MEF_{50}/0,5CVF$ “ <i>versus</i> ” IT experimental superior a 70%.	51
Figura 5.12 -	$MEF_{50}/0,5CVF$ “ <i>versus</i> ” IT experimental inferior a 70%.	52
Figura 5.13 -	$MEF_{50}/0,5CVF$ “ <i>versus</i> ” IT registado e experimental para casos com DVO e DVR	52
Figura 5.14 -	Gráficos com os registos de dados de toda a amostra, para os géneros masculino e feminino	53
Figura 5.15 -	Gráficos para os testes efectuados e considerados de normais, para o género masculino e feminino	54
Figura 5.16 -	Gráficos com registo de dados de pacientes com valorização de DVO e	55

DVR, para o género masculino e feminino.

Figura 5.17 -	Gráficos obtidos para ambos os géneros, masculino e feminino, quando se valorizam resultados de valores obstrutivos.	56
Figura 5.18 -	Número de Reynolds condiciona o tipo de escoamento com a idade	57
Figura 5.19 -	Número de Reynolds “versus” idade na triagem de diagnóstico de DPCO	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 -	Alterações mais frequentes no exame funcional respiratório (adaptado de Couto & Ferreira, 2004).	11
Tabela 2.2 -	Classificação da gravidade da DPOC (GOLD, 2007).	13
Tabela 5.1 -	Amostra considerada	43

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1.Introdução

Neste capítulo apresenta-se a motivação para a investigação. É indicada a questão investigativa que será respondida durante o decorrer deste trabalho.

É descrita a dissertação de forma resumida assim como os conteúdos de cada capítulo desta dissertação.

1.2 Descrição da dissertação

A espirometria é um teste fisiológico que mede como um indivíduo inala ou exala volumes de ar, como uma função do tempo. O sinal primário medido pela espirometria pode ser volume ou fluxo (Miller *et al.*, 2005).

A Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica ou DPOC é uma patologia crónica, de evolução lenta e progressiva, com grande impacto sobre a função respiratória, que pode estar sujeita a períodos de agudização e complicações graves. A DPOC pode ser diagnosticada através dos resultados obtidos usando uma espirometria (Lundgren *et al.*, 2006).

A Organização Mundial de Saúde (OMS) e a Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) num relatório elaborado pelo National Heart, Lung and Blood Institute (NHLBI), definem a DPOC como: *“Uma doença prevenível e tratável com alguns efeitos extrapulmonares importantes que podem contribuir para a gravidade de cada doente. O seu componente pulmonar é caracterizado pela limitação do fluxo aéreo, que não é totalmente reversível. A limitação do fluxo aéreo é geralmente progressiva e acompanhada de hiperreactividade brônquica. Esta está associada a uma resposta inflamatória do pulmão à inalação de partículas ou gases nocivos”*, principalmente causada pelo tabaco.

Conforme mostraram Miller *et al.* (2005) a partir de dados registados numa espirometria, é possível conhecer eventuais distúrbios de ventilação que afectam o normal funcionamento do sistema respiratório.

Para determinadas profissões o despiste de uma avaliação através de uma espirometria é um factor determinante. Mesmo nos casos em que, aparentemente, parece não haver distúrbios de ventilação, uma espirometria pode indicar alguns factores de risco e ajudar a prevenir futuros distúrbios respiratórios (Quanjer *et al.*, 1993; O’Donnel *et al.*, 1999; Ferguson *et al.*, 2000; Wise & Tashkin, 2007; Arne *et al.*, 2009; Papaioannou *et al.*, 2009).

A DPOC é uma doença com elevados custos sociais, que tem importância na economia de saúde de um país. A realidade do nosso País referente ao tabagismo sugere que a DPOC deva ser considerada como um problema de saúde pública com uma prevalência entre 10-15% da população e com tendência de agravamento futuro. É uma doença que atinge 5,3% das pessoas com mais de 35 anos, sendo 80% do sexo masculino devido ao maior número de homens que fumam (Lopez, *et al.*, 2001). Já Murray & Lopez, em 1997, no seu

artigo relatavam que em Portugal a doença afecta entre 500 a 600 mil pessoas e era a 6ª causa de morte.

No mundo ocidental constitui a 4ª causa de morte nos indivíduos do sexo masculino na idade média de vida, prevendo a Organização Mundial de saúde (OMS) que em 2020 venha a ocupar a 1ª causa de morte relacionada com problemas respiratórios e a 3ª a nível mundial (Murray & Lopes, 1997; O' Donnell *et al.*, 1999; Oga *et al.*, 2003).

É com base nos pressupostos indicados que consideramos de interesse nacional e internacional investigar esta questão problemática e contribuir para uma melhoria na definição de testes para a triagem de diagnóstico.

Nestas circunstâncias consideramos oportuno procura a resposta à seguinte questão investigativa:

Será possível encontrar uma estratégia que melhore a triagem de diagnóstico da doença pulmonar obstrutiva crónica?

Nesta investigação pretendemos ainda determinar, nos doentes registados, se o cociente entre o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1) e a capacidade vital forçada (CVF) é o único indicador de triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios e investigar se o volume expiratório forçado aos seis segundos (VEF_6) é realmente um substituto viável da CVF, como proposto por alguns autores.

Pretendemos também investigar se existem outros índices que possam ser valorizados para classificar distúrbios ventilatórios.

O presente trabalho foi desenvolvido em cinco capítulos. De seguida, descrevem-se, de forma resumida, os conteúdos de cada capítulo.

O capítulo 1 referente à Introdução, descreve o tema, motivação e questão problema da dissertação.

O capítulo 2 refere-se à revisão da literatura e fundamentação teórica, onde são apresentados alguns conceitos sobre a Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica.

São também apresentadas considerações sobre a Espirometria e parâmetros espirométricos importantes para esta investigação.

Descrevem-se os índices de função pulmonar que podem ser retirados de um espirograma e apresentam-se as características das curvas volume-tempo.

No final são ainda apresentados os tipos de espirómetros existentes e os critérios a ter em conta para o controlo de qualidade e requisitos da espirometria.

No capítulo 3 apresenta o instrumento de medida (espirómetro) usado nesta investigação.

No capítulo 4, descreve-se a metodologia utilizada nesta investigação. É descrito como foi realizada a análise dos gráficos presentes nos exames dos pacientes e como foram obtidos os dados que nos permitiram construir a base de dados para cada paciente e os gráficos resultantes desta análise.

No capítulo 5 é feita a apresentação e discussão dos resultados obtidos. São apresentadas sugestões para a determinação da eficiência do VEF_4 como substituto da CVF na triagem diagnóstica da DPOC. É analisado o índice que valoriza o valor do MEF_{50} na triagem de distúrbios ventilatórios de um paciente. É introduzida uma nova visão em termos de escoamento do gás expulso valorizando o número de Reynolds. Finalmente no capítulo 6 são abordadas as considerações finais e perspectivas futuras. A dissertação termina com a bibliografia usada e consultada durante a realização desta investigação.

CAPÍTULO 2

Revisão da literatura

Fundamentação teórica

2. Revisão da literatura / Fundamentação teórica

Neste capítulo é apresentada a revisão de literatura e é considerada a fundamentação teórica de modo a tornar mais fácil para o leitor compreender as bases que alicerçaram esta investigação, e que contribuem para a interpretação e compreensão dos dados obtidos.

2.1. A Fisiologia da DPOC

Na DPOC estamos em presença duma obstrução crónica das vias aéreas localizada nas vias aéreas periféricas, isto é, nas últimas divisões de brônquios e bronquíolos, de calibre inferior a 2mm.

Na DPOC as alterações da função respiratória são, sobretudo, consequência do seu mecanismo patogénico central – representado pela obstrução bronquiolar.

Esta atenua-se, na inspiração, devido ao aumento do calibre de toda a árvore traqueobrônquica, e acentua-se na expiração podendo bloquear por completo a corrente aérea do alvéolo para o exterior e conduzir a um mecanismo valvular expiratório.

Nestas condições, no final da expiração ficará retida maior quantidade de ar nos alvéolos a montante da obstrução e estes permanecerão parcialmente distendidos. No ciclo respiratório seguinte, os músculos inspiratórios actuarão com maior intensidade de modo a abrirem o mais possível os alvéolos estenosados. O tórax vai distender-se mais ainda do que no ciclo anterior, permitindo, pela lei da contracção muscular de Starling (capacidade intrínseca de adaptação a volumes crescentes de afluxo sanguíneo), uma maior força contráctil na expiração com o fim de vencer a obstrução. Este mecanismo vai-se acentuando de ciclo para ciclo até conduzir à insuflação pulmonar. A expiração deixa então de ser passiva ao entrarem em acção os músculos respiratórios acessórios.

Surge a dispneia, que é o resultado subjectivo do aumento do trabalho respiratório.

Nesta altura, as alterações fisiopatológicas respiratórias são puramente mecânicas. Têm a finalidade de se sobrepor ou compensar o defeito da ventilação originado pelo mecanismo valvular expiratório e evitar, assim, o aparecimento da Insuficiência Respiratória (*IR*).

Só quando este mecanismo compensador, em fase mais avançada, se torna insuficiente, quer pela extensão das lesões, quer pela sua persistência, surgem alterações nas trocas gasosas.

Numa unidade funcional respiratória normal, o sangue que passa por cada um dos capilares que rodeiam os respectivos alvéolos regressa ao coração completamente oxigenado.

Quando existe obstrução de um dos bronquíolos, ocorre uma alteração na distribuição ventilatória. O sangue que perfunde o alvéolo abaixo da obstrução não se oxigena totalmente e origina, ao misturar-se com o sangue arterial do outro capilar, a contaminação venosa, da qual resulta hipoxemia e hipercapnia regional.

O alvéolo normal tentará compensar a hipofunção do alvéolo patológico por meio de hiperventilação. Mas esta só consegue compensar as hipoxemias ligeiras se não se fizerem sentir os seus efeitos no caso de o déficit de oxigénio ser mais acentuado. A hipercapnia regional, originada no alvéolo obstruído, é um óptimo mecanismo de compensação, pois a eliminação de dióxido de carbono depende exclusivamente da ventilação alveolar.

Assim, por hiperventilação do alvéolo íntegro a hipercapnia regional chega a ser neutralizada ou supercompensada, dando origem à normocapnia ou à hipocapnia.

Resumindo, da mistura do sangue dos dois capilares resulta hipoxemia a par de normocapnia ou hipocapnia, o que caracteriza a Insuficiência Respiratória Parcial.

Em fases mais avançadas da doença, já não há possibilidade de hiperventilação compensadora e a hipercapnia vai aparecer então associada a hipoxemia como resultado da hipoventilação alveolar global, designando-se o quadro funcional por Insuficiência Respiratória Global.

Assim, as alterações fisiopatológicas da DPOC resultantes do mecanismo patogénico central representado pela obstrução valvular bronquiolar, condicionam diversas perturbações da mecânica ventilatória que, de acordo com o grau de evolução, podem conduzir à Insuficiência Respiratória. No início, esta será sempre parcial, só em fases mais avançadas pode surgir a Insuficiência Respiratória Global (Couto & Ferreira: 1992 e 2004). Na Figura 2.1 estão indicadas alterações fisiopatológicas da DPOC, onde $p_a\text{CO}_2$ representa a pressão parcial do dióxido de carbono e $p_a\text{O}_2$ a pressão parcial do oxigénio.

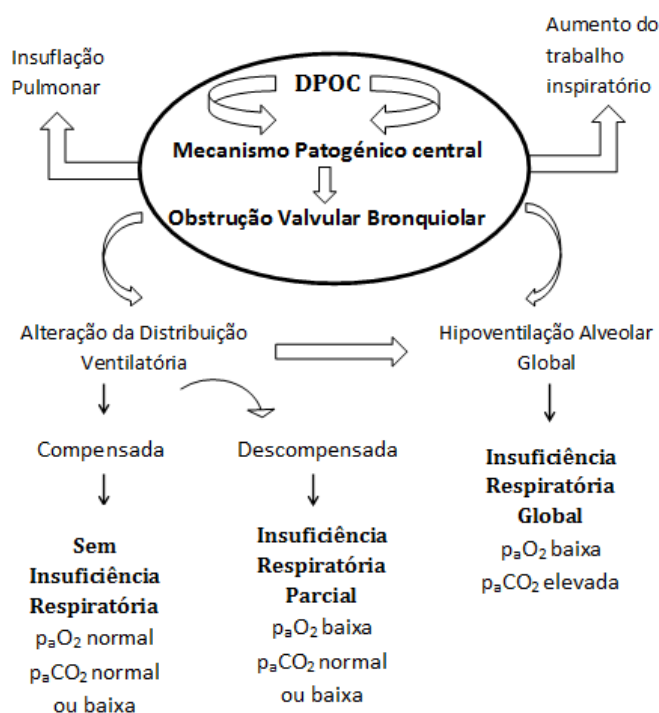


Figura 2.1 – Alterações fisiopatológicas da DPOC (adaptado de Couto & Ferreira, 2004)

Na Tabela 2.1, estão indicadas as alterações mais frequentes do exame funcional respiratório, para a DPOC, em que CV representa a capacidade vital, VR o volume residual, VGIT o volume de gás intratorácico, CT a capacidade total, VEMS, ou VEF ou FEV (*Forced Expiratory Volume*) o volume expiratório máximo ou volume expiratório forçado, IT o índice de Tiffeneau, DEM₅₀ ou MEF₅₀ o débito expiratório máximo a 50% e Raw a Resistência.

Tabela 2.1 - Alterações mais frequentes no exame funcional respiratório (adaptado de Couto & Ferreira, 2004)

Mecânica Ventilatória	
<i>Se não há insuflação pulmonar</i>	<i>Se há insuflação pulmonar</i>
<p>CV – normal</p> <p>VR e VGIT – normais</p> <p>CT – normal</p> <p>VEMs – diminuído</p> <p>IT – diminuído</p> <p>DEM₅₀ - diminuído</p> <p>Raw - aumentada</p>	<p>CV – diminuída</p> <p>VR e VGIT – aumentados</p> <p>CT – normal ou aumentada</p> <p>VEMs – muito diminuído</p> <p>IT – muito diminuído</p> <p>DEM₅₀ - muito diminuído</p> <p>Raw - aumentada</p>

Nesta dissertação são usados os acrónimos VEMS ou VEM ou FEV para o mesmo significado (volume expiratório máximo).

Para uma melhor compreensão da interpretação física de alguns acrónimos, consideramos oportuno apresentar a Figura 2.2 onde são indicados os volumes e capacidades pulmonares numa espirometria (Davidovits, 2008; Kulish, 2006; Netter, 1980; Seeley *et al.*, 2001).

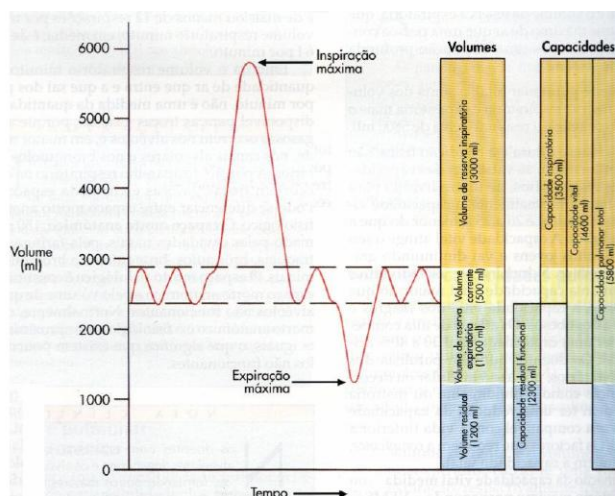


Figura 2.2 – Volumes e Capacidades Pulmonares típicas de uma espirometria. (Seeley *et al.*, 2001)

2.2. Prognóstico da DPOC

Um dos parâmetros mais importantes da espirometria é a Capacidade Vital Forçada (CVF), que é o volume libertado durante uma expiração tão completa e forçada quanto possível, com início na inspiração total. Neste processo de exame, é muito importante conhecer o Volume Expiratório Forçado libertado no 1º segundo de uma manobra de CVF, ou seja conhecer o VEF_1 ou VEM_1 .

Na prática, quando a relação entre VEF_1 e CVF (VEF_1/CVF) é inferior a 70% pode confirmar o diagnóstico de DPOC quando se valoriza a história clínica e factores de risco compatíveis (Lundgren *et al.*, 2006).

No entanto, é difícil realizar espirometrias em toda a população em risco de desenvolver DPOC. O acesso a este exame é dificultado pelo elevado preço dos aparelhos e pelo pequeno número de aparelhos portáteis em consultórios médicos. A sofisticação dos espirómetros existentes traduz-se também na necessidade de técnicos especializados para a realização do exame.

A existência de novos índices espirométricos confiáveis, derivados de manobras mais fáceis de executar, permite a produção de aparelhos mais simples, possibilitando a redução de custos e um maior acesso dos pacientes ao exame e, portanto, uma triagem do diagnóstico da DPOC.

Alguns autores (Lundgren *et al.*, 2006; Joseph *et al.*, 2004; Chowieńczyk & Lawson, 1982) sugerem o uso do volume expiratório forçado nos primeiros 6 segundos (VEF_6) como substituto do CVF na triagem da DPOC. A relação VEF_1/VEF_6 parece ser eficaz para o uso na triagem da DPOC e na prática a sua medida é menos desconfortável para o doente, que não necessita de realizar um esforço expiratório durante muito mais do que 6 segundos e esta vantagem (menos cansativa para o doente) possibilita programas de algoritmo de interpretação mais simples (Swanney *et al.*, 2000; Enright *et al.*, 2002; Swanney *et al.*, 2004; Spahn *et al.*, 2004; Vandevoorde *et al.*, 2005; Gleson *et al.*, 2006). Actualmente já começam a estar disponíveis valores de referência do VEF_6 (já descritos pela American Thoracic Society e pela European Respiratory Society).

O diagnóstico da DPOC pode ser estabelecido a partir do resultado de indicadores funcionais, nomeadamente o VEF_1 . Por exemplo, indivíduos adultos, normais, perdem cerca de 25mL de VEF_1 anualmente, enquanto que portadores de DPOC podem perder até 100mL/ano.

O diagnóstico e caracterização da gravidade da DPOC baseiam-se no grau de obstrução observado na espirometria. A presença de VEF_1 inferior a 80% do valor teórico, pós broncodilatador, em combinação com o índice de Tiffeneau determinado a partir da expressão

$$IT = 100 \frac{VEF_1}{CVF} \quad (2.01)$$

em que VEF_1 representa o volume expiratório forçado no 1º segundo e CVF a capacidade vital forçada e quando o IT é inferior a 70% confirma a presença de obstrução no fluxo aéreo que não é totalmente reversível (GOLD, 2007).

O tratamento da DPOC é largamente implementado com base nos sintomas, no entanto a relação entre sintomas e grau de obstrução é um dado empírico. Assim, a literatura de especialidade mostra que foram desenvolvidos critérios no sentido de avaliar objectivamente a gravidade da doença, conforme se mostra na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 - Classificação da gravidade da DPOC (GOLD, 2007)

Estádio	Características
I: Ligeira	$VEF_1/CVF < 70\%$; $VEF_1 \leq 80\%$ do valor teórico com ou sem sintomas
II: Moderada	$VEF_1/CVF < 70\%$; $50\% \leq VEF_1 < 80\%$ do valor teórico com ou sem sintomas
III: Grave	$VEF_1/CVF < 70\%$; $30\% \leq VEF_1 < 50\%$ do valor teórico com ou sem sintomas
IV: Muito Grave	$VEF_1/CVF < 70\%$; $VEF_1 < 30\%$ do valor teórico ou $VEF_1 < 50\%$ do valor teórico e IR ou ICD

Na Tabela 2.2, IR representa Insuficiência Respiratória – pressão parcial de oxigénio inferior a 60mmHg ($\cong 8.0kPa$) com ou sem pressão parcial de CO_2 superior a 50mmHg ($\cong 6.7kPa$) ao nível do mar e ICD a Insuficiência Cardíaca Directa.

A obstrução crónica presente na DPOC é devida à existência de obstrução de pequenas vias aéreas e destruição do parênquima pulmonar, condicionadas por processos inflamatórios que conduzem a alterações estruturais, o que contribui grandemente para a limitação do fluxo aéreo, com repercussões no quadro clínico e no estado de saúde destes indivíduos (Wouters, 2005; Agusti *et al.*, 2002). Este processo leva ao colapso precoce das vias aéreas na expiração, o que dificulta o trabalho respiratório e a dispneia, bem como o aumento do volume residual, que leva a uma distensão. De seguida, ocorre a destruição da parede dos alvéolos, o que faz aumentar a pressão intrapulmonar e leva à hiperinsuflação (Cooper, 2001). O aumento da ventilação é devido a um aumento do espaço morto fisiológico que resulta de uma má relação ventilação – perfusão (Wasserman, *et al.*, 2004).

A DLCO (Capacidade de Difusão de Monóxido de Carbono) está alterada, com hipoxemia arterial, hipoventilação alveolar e baixa pressão parcial de oxigénio. Pode também

ocorrer hipercapnia e acidose respiratória crônica devido à incapacidade dos doentes com DPOC manterem uma ventilação por minuto adequada.

Além da inflamação das pequenas vias aéreas, há evidências de uma inflamação sistêmica nos indivíduos com DPOC, mas ainda não é conhecida a relação entre a inflamação local e a sistêmica (MacNee, 2007).

Celli & MacNee (2004) instituíram o índice BODE como uma ferramenta mais precisa para determinar a mortalidade para pacientes com DPOC.

O índice BODE inclui 4 itens muito importantes: B- medido pelo índice de massa corporal ou “body mass index”; O – obstrução, medido pelo VEF_1 ; D – medido pelo grau de dispneia e E – exercício, avaliado pelo teste da caminhada dos 6 minutos.

Os testes funcionais pulmonares são realizados dentro de padrões técnicos, tanto no que se refere ao equipamento quanto ao processo da sua realização, sendo prioritárias a compreensão e colaboração do paciente, a técnica de execução padronizada e a revisão frequente de todo o processo. Os valores obtidos devem ser comparados com valores de normalidade de uma população de referência. Também se deve ter em conta dados clínicos e epidemiológicos que auxiliem a interpretação. Para os resultados dos testes serem confiáveis devem ser observados os seguintes parâmetros: o equipamento deve ser de boa qualidade, a sua calibração deve ser assegurada, o protocolo usado deve seguir os consensos oficiais, os técnicos devem ser treinados de forma adequada e ser reavaliados periodicamente, os exames devem ser interpretados por pneumologistas especialistas.

A espirometria deve ser considerada um teste simples e de fácil compreensão e obtenção. Deixa de fazer parte da rotina de assistência a pacientes pneumológicos ou não e deveria também ser inserida no contexto básico da avaliação clínica.

2.3. Espirometria

A espirometria tem um valor incalculável como teste de triagem da saúde respiratória geral. A espirometria avalia a quantidade do ar que entra e sai dos pulmões. Na prática, pode ser realizada durante a respiração lenta ou durante uma situação expiratória forçada (Silva, 2005; White, 2003; Pereira, 2002; Eaton, *et al.*, 1999a; Eaton, *et al.*, 1999b; Terra Filho, 1998).

A espirometria é um diagnóstico que permite adoptar estratégias de intervenção ao paciente. Conforme já referido, a partir de dados registados numa espirometria é possível conhecer eventuais distúrbios de ventilação (Miller, *et al.*, 2005).

Os valores obtidos devem ser comparados a valores previstos e adequados para a população avaliada (Pereira, 2002).

Em 1846, o inglês John Hurchinson construiu o primeiro espirómetro e já fazia mensurações da capacidade vital e associações de resultados com situações clínicas. Os estudos mais importantes de fisiopatologia pulmonar só ocorreram a partir da década de 40, com o grande impulso dado por Tiffeneau e Pinelli, que introduziram a medida do

volume expiratório forçado no primeiro segundo, o VEF_1 (ou FEV_1 ou $VEMS$). Em 1958 Hyatt e colaboradores introduziram a curva fluxo – volume e a partir daí as técnicas e equipamentos evoluíram substancialmente. Surgiram os Laboratórios de Função Pulmonar que procuraram, através dos novos conhecimentos e técnicas, estabelecer protocolos, e definir normas e padrões de normalidade. As indicações básicas dos testes de função pulmonar passaram a ter critérios melhor definidos com o objectivo de determinar presença de anormalidades, natureza fisiopatológica dos distúrbios, gravidade de anormalidades funcionais, risco e tolerância a procedimentos diagnósticos e terapêuticos, resultados de tratamentos e prognóstico.

Actualmente, com o desenvolvimento da medicina respiratória, é impossível não incluir os testes de função pulmonar, particularmente a espirometria, na rotina de assistência a pacientes com problemas respiratórios.

2.4. Espirometria – o que é normal?

Na metade do século XIX, Hutchinson mediu a capacidade vital e procurou estabelecer, dentro das condições limitadas da época, correlações clínicas e valores de referência de normalidade para os seus pacientes. Actualmente, ainda existem algumas dificuldades para se conseguirem tabelas de referência adequadas. Algumas variáveis interferem no estabelecimento dos padrões de normalidade, tais como extremos etários, de peso e altura; diversidades étnicas e regionais; exposições individuais e colectivas a factores ambientais; ou seja, tudo o que possa influenciar a função pulmonar (Silva; 2007).

Nas últimas décadas, propuseram-se tabelas de normalidade provenientes de populações heterogêneas e sem critérios de inclusão uniformes na América do Norte e na Europa.

A maioria dos espirómetros trazem incluídas as equações de valores normais previstos no país de origem, são estas referências que são usadas, especialmente a tabela de Knudson (Knudson *et al.*, 1983; Knudson *et al.*, 1976). Alguns autores demonstraram desvio significativo das médias previstas por cinco equações muito usadas (Quanjer, Knudson, Paoletti, Crapo e Roca) em indivíduos entre 20 e 44 anos de idade e chamaram a atenção para reavaliar as recomendações vigentes.

Numa tentativa de reduzir a variabilidade técnica das espirometrias, as sociedades de Pneumologia têm padronizado instrumentos e procedimentos para medir a função pulmonar.

Para termos exames espirométricos com qualidade, é necessário assegurar que os valores funcionais obtidos são exactos e estabelecer se são normais ou não. Factores determinantes são equipamentos de boa qualidade, treino continuado dos técnicos e a colaboração dos pacientes durante o exame. Além disso, é essencial que a tabela de normalidade prevista para o paciente individual seja adequada às suas características, especialmente género, biótipo, idade e etnia. A determinação dos limites inferiores da normalidade é o parâmetro que se apresenta como um dos mais cruciais.

O espirómetro usado nesta investigação usa como referência a tabela de Knudson para a maioria das variáveis estudadas, como o *VEF* ao longo do tempo (segundos), a *CVF*, os *MEF* 75, 25 e 50 e o *PEF* (Pico de fluxo expiratório) para indivíduos com idade igual ou superior a 18 anos. Para pacientes com idades entre os 4 e os 18 anos é usada a tabela de Polgar como referência para os valores de *VEF*₁, *CVF* e *PEF*, por exemplo.

Os valores previstos para *MEF*₅₀ (em 50% da expiração *CV*) são determinados a partir da aplicação da seguinte expressão, conforme foi mostrado na Euromédice em 2009 por Michael Jakob:

Homens

$$MEF_{50} = 3,79L - 0,031A - 0,35 \quad (2.02)$$

Mulheres

$$MEF_{50} = 2,45L - 0,025A + 1,16 \quad (2.03)$$

em que *L* representa a estatura física do paciente em metros e *A* a idade em anos.

Os valores presentes para *VEM*₁ (volumes expiratórios forçados num segundo) são determinados a partir da aplicação da expressão:

Homens

$$VEM_1 = 4,301L - 0,029A - 2,492 \quad (2.04)$$

Mulheres

$$VEM_1 = 3,950L - 0,025A - 2,600 \quad (2.05)$$

Os valores de referência local de normalidade para espirometria devem ser revistos periodicamente com a utilização de metodologia adequada, especialmente no que diz respeito à selecção da amostra, precisão dos equipamentos e treino dos técnicos. Algumas diferenças temporais também exigem esta reavaliação, como a maior longevidade e mudanças ambientais e epidemiológicas.

No Brasil, já foram obtidos valores de referência para a espirometria para a população brasileira de raça branca, em 1992. Estes valores foram actualizados em 2006 (Pereira *et al.*, 2007).

2.5. Espirometria – Técnica

Os resultados de uma espirometria devem ser expressos em gráficos volume-tempo e fluxo-volume como se mostra na Figura 2.3. É essencial que um registo gráfico acompanhe os valores numéricos obtidos no teste.

Nesta dissertação estamos particularmente interessados no gráfico volume-tempo, conforme se mostra na Figura 2.4.

Na Figura 2.4 são indicados diferentes pontos nomeadamente de 1 a 5, que representam os valores a determinar de *VEM*₁, *VEM*₂, *VEM*₃, *VEM*₄ e *VEM*₅, para um teste respiratório de um paciente.

A linha que começa no instante *t* = 0s e *V* = 0L (como referência de ar a sair) e que passa pelos pontos anteriormente indicados é a linha volume-tempo.

A partir da linha traçada a cheio no gráfico da Figura 2.4 é possível determinar o fluxo expiratório em 50% da CVF ($FEF_{50\%}$ ou $MEF_{50\%}$) que é independente do esforço, mas dependente em grande parte do volume pulmonar e tamanho das vias aéreas, embora estas duas variáveis não estejam fortemente relacionadas (disanapse). Como resultado, a faixa normal para este fluxo e outros fluxos medidos no meio da curva, é bem maior do que para as medidas dependentes de esforço, como o VEF_1 e o PFE .

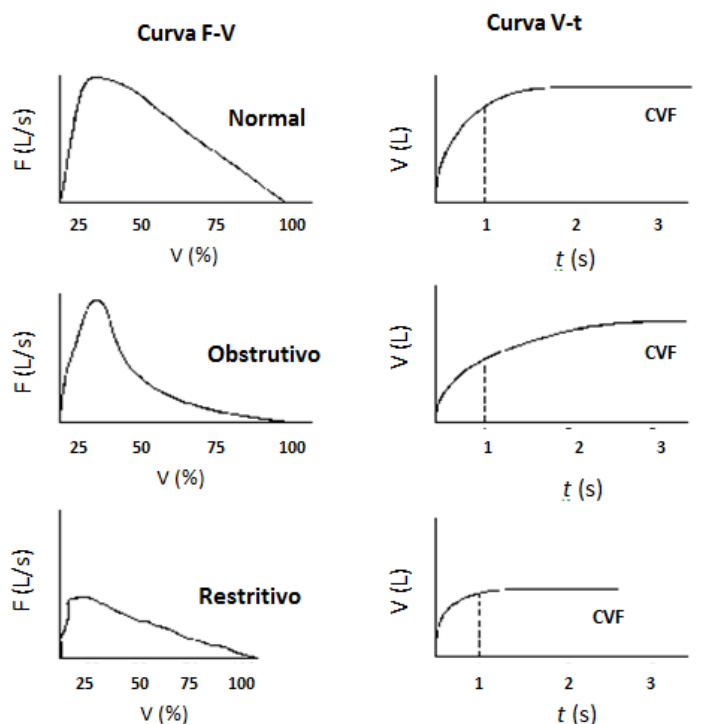


Figura 2.3 - Curvas volume – tempo e curvas fluxo – volume (adaptado de Junior, 1997)

Esta desvantagem dos fluxos médios e terminais é parcialmente compensada pela sua grande alteração na doença. Nas fases iniciais de distúrbios obstrutivos, podem ter valores isolados anormais. Na curva volume-tempo podemos obter medidas por aproximação de um fluxo médio. Aqui, o fluxo instantâneo será determinado a partir da tangente num determinado ponto que considere 50% da CVF. Para reduzir erros de aproximação, o fluxo é muitas vezes calculado entre dois pontos, ou seja entre 25 e 75% da CVF ($FEF_{25-75\%}$ ou $MEF_{25-75\%}$).

O PFE e o VEF_1 são medidas muito úteis da função pulmonar. O VEF_1 tem maior reprodutibilidade porque é mais independente do esforço. A dependência do esforço torna a medida do PFE um bom indicador da colaboração na fase inicial da expiração.

A Figura 2.5 mostra um exemplo de como se determina o valor MEF_{50} nesta investigação. Na prática, conhecido o valor de CVF, determina-se o ponto da curva volume-tempo para 50% da CVF. A tangente neste ponto e conhecido o $\Delta t = 1s$, determina-se o ΔV correspondente. O cociente entre $\Delta V / \Delta t$ indica o valor de MEF_{50} .

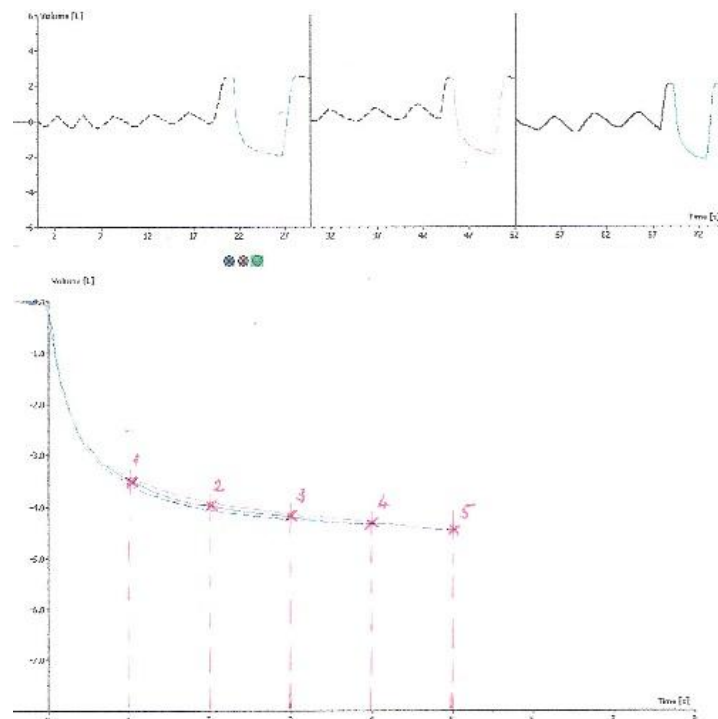


Figura 2.4 – Metodologia para determinação de VEM_i . Testes respiratórios realizados nesta investigação

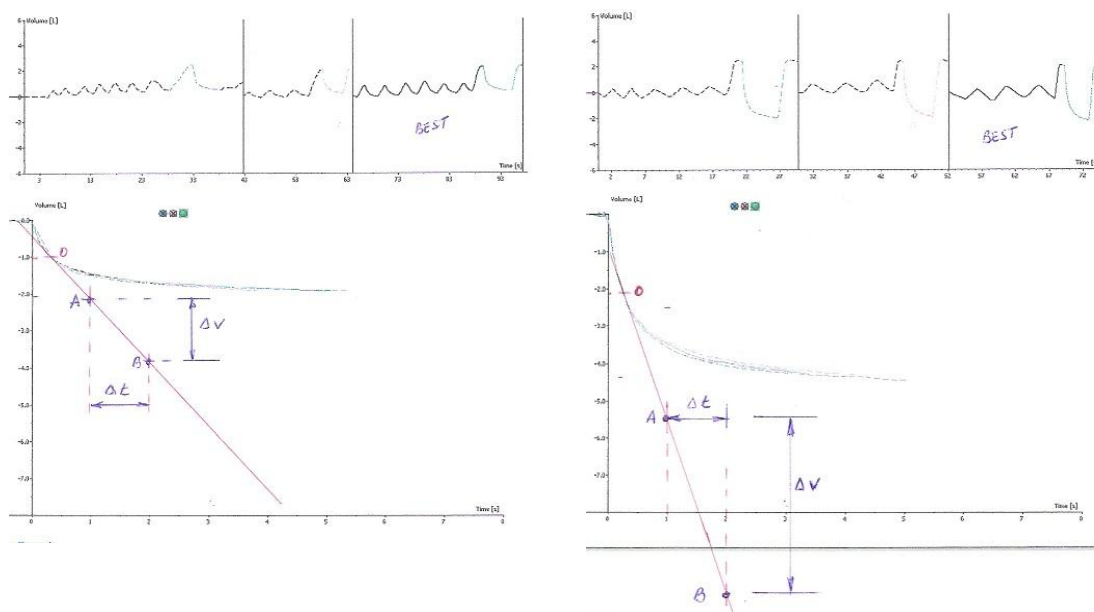


Figura 2.5 – Metodologia para a determinação do MEF_{50}

2.5.1. A relação VEF_1/CVF como índice sensível à obstrução leve das vias aéreas

A relação VEF_1/CVF é denominada índice de Tiffeneau, como foi já referido anteriormente.

A transição entre as vias aéreas funcionalmente normais e as discretamente obstruídas normalmente é gradual. Este índice é um dos testes mais sensíveis à detecção precoce da obstrução das vias aéreas.

Adultos jovens têm valores do índice de Tiffeneau em torno dos 85%. O VEF_1 sofre declínio com a idade de modo que um homem normal, com 80 anos, tem VEF_1 na ordem dos 65%. O índice de Tiffeneau é particularmente útil na detecção inicial de obstrução leve das vias aéreas, mas é menos indicado para o seguimento de pacientes com doença obstrutiva, uma vez que a CVF também tende a diminuir com o agravamento da obstrução.

2.6. Comparação do valor normal, obstrutivo e restritivo.

Na obstrução, temos um processo que interfere com o fluxo aéreo para dentro ou para fora dos pulmões. O local da obstrução pode estar nas grandes ou nas pequenas vias aéreas. Na obstrução das grandes vias aéreas, o fluxo aéreo reduzido ocorre por redução de calibre nas vias aéreas superiores (traqueia e brônquios principais).

A obstrução das pequenas vias aéreas refere-se à limitação de fluxo que ocorre nas vias aéreas com menos de 2mm de diâmetro. Estas vias aéreas não têm suporte cartilaginoso, o suporte advém da interconexão com o tecido pulmonar e da sua integridade. O fluxo através das pequenas vias aéreas é laminar e depende do calibre das vias e da pressão da retracção elástica do próprio pulmão. Devido à grande área de secção transversal das pequenas vias, mudanças patológicas significativas podem ocorrer antes que a limitação ao fluxo cause sintomas. A obstrução das pequenas vias aéreas é característica de asma, bronquite crónica e enfisema, por exemplo (Pereira, 2002).

Na doença pulmonar restritiva, temos um processo que interfere com a acção de fole dos pulmões ou da parede torácica. A restrição resulta em volumes pulmonares reduzidos, é diferente da obstrução na qual a limitação ao fluxo é o problema primário.

Talvez a causa mais comum de restrição seja a alteração do próprio tecido pulmonar que ocorre em doenças que causam fibrose ou infiltram os tecidos (Pereira, 2002).

Um distúrbio restritivo é causado fisiologicamente por redução da Capacidade Pulmonar Total (CPT) (Clausen, 1989). Quando a CV e a CVF são reduzidas na presença de VEF_1/CVF e $FEF_{25-75\%}/CVF$ normais ou elevados, é inferido o distúrbio restritivo.

Podem ocorrer também os distúrbios ventilatórios inespecíficos. O diagnóstico de um processo restritivo não pode ser feito com confiança sem que haja evidência de uma CPT reduzida. Aaron *et al.* (1999) demonstraram que em 42% dos casos tidos como restritivos pela espirometria, a CPT não estava reduzida. Estes distúrbios devem ser chamados de inespecíficos (Hyatt *et al.*, 1997).

Os distúrbios ventilatórios mistos ou combinados são outro tipo de distúrbios que podem ocorrer. A espirometria é frequentemente realizada sem a medida de todos os volumes pulmonares. O diagnóstico de Doença Ventilatória Obstrutiva (DVO) na presença de CV normal é simples. A confusão ocorre na presença de DVO quando a CVF é reduzida antes

e após broncodilatador. A CVF reduzida pode dever-se apenas ao processo obstrutivo ou à restrição associada. Em tais casos, deve medir-se a CPT. A CVF cai nos distúrbios restritivos proporcionalmente à queda do VEF_1 , mas cai proporcionalmente menos nos distúrbios obstrutivos; nos mistos a queda é maior do que a esperada nos distúrbios obstrutivos mas menor do que nos restritivos. Há entretanto uma certa sobreposição.

Segundo Rodrigues *et al.* (2010), o $FEF_{50\%}/0,5CVF$ representa um parâmetro válido no diagnóstico de distúrbios ventilatórios, sendo exacto para separar pacientes com DVO, DVR (Doença Ventilatória Restritiva) e normais.

A correcção do fluxo médio para o volume, $FEF_{50\%}/0,5CVF$ facilita a interpretação em doenças restritivas. A comparação deste coeficiente com o valor VEF_1/CVF permite diferenciar os pacientes de tipo obstrutivo e de tipo não obstrutivo (Rodrigues *et al.*, 2010). A Figura 2.6 mostra curvas volume-tempo, para pacientes considerados de normais, com DVO e com DVR.

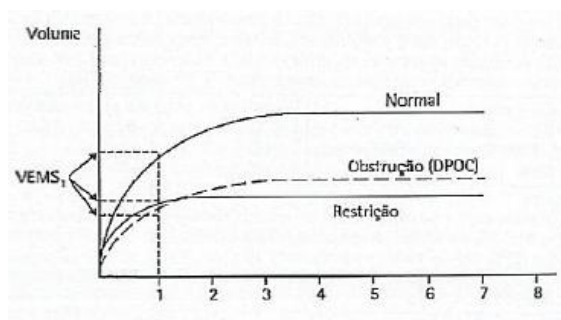


Figura 2.6 – Curva volume – tempo com várias curvas para pacientes considerados de normais, com DVO e com DVR (adaptado de Euromédice, Michael Jakob, 2009)

A observação da Figura 2.6 mostra valores típicos para $VEMS_1$, para cada tipo de curva registada em exame de espirometria (volume-tempo). A interpretação dos valores registados para cada uma das curvas (casos de pacientes considerados de normais, com DVO e com DVR) mostra inequivocamente que o valor determinado para o índice de Tiffeneau pode não ser suficiente para a triagem de diagnóstico.

2.7. A CVF como indicadora da restrição

O termo restrição indica sempre um decréscimo nos volumes pulmonares. Em muitas situações clínicas, a restrição só pode ser confirmada em pacientes em que a CPT está reduzida significativamente. A espirometria simples não permite a medida da CPT. Uma redução da CVF revelada numa espirometria, é consistente com a restrição, uma vez que estes distúrbios causam decréscimo da CPT e da CVF. Mas, como a obstrução das vias aéreas também pode reduzir a CVF, a redução pura e simples desta variável não significa necessariamente restrição. As doenças que evoluem com obstrução difusa das vias aéreas podem reduzir a CVF em consequência do aumento do Volume Residual (VR), causado pelo fecho precoce das vias aéreas na expiração.

São quatro as categorias de doenças que podem causar restrição: 1) doenças intrínsecas do parênquima pulmonar; 2) doenças da caixa torácica e pleura; 3) doenças neuromusculares; 4) redução absoluta do tecido pulmonar, como nas pneumonectomias. A *CVF* é o volume de ar que pode ser exalado durante uma expiração forçada e máxima, que se segue a uma inspiração máxima. Desde que a obstrução das vias aéreas tenha sido inicialmente excluída (por exemplo, ao obter-se um índice VEF_1 normal), então a *CVF* reduzida indicará o distúrbio restritivo.

2.8. Reconhecimento de padrões *versus* análises numéricas nas curvas *FV*

Nas representações fluxo – volume da *CVF* podem ser obtidos muitos resultados numéricos mas pela observação da morfologia da curva podem obter-se muitas informações adicionais (Hyatt & Black, 1973). Assim, quando existe obstrução difusa das vias aéreas intrapulmonares (asma, bronquite, enfisema), a curva expiratória *FV* exibe uma concavidade superior que parece ser em proporção com a gravidade da obstrução. Na obstrução das pequenas vias aéreas (calibre menor que 2mm), a curva *FV* pode mostrar redução do fluxo, especialmente na zona terminal. Nas doenças pulmonares de padrão restritivo, como as fibroses intersticiais, a curva *FV* mostra, a par da redução da *CVF*, fluxos relativamente preservados e maior inclinação na fase descendente. Também a análise morfológica das fases inspiratória e expiratória da curva *FV* permite suspeitar da presença de obstrução de vias aéreas superiores.

2.9. Variações normais dos volumes pulmonares. Significado do valor previsto

Nos diferentes indivíduos normais, os volumes pulmonares relacionam-se principalmente com o tamanho do corpo. Assim, a *CPT*, o *VR* e a *CV* de indivíduos adultos variam aproximadamente em proporção ao cubo da altura corpórea na posição ortostática. Os indivíduos mais altos têm pulmões maiores e assim, valores mais elevados de volumes pulmonares e de outras medidas espirométricas relacionadas com o volume gasoso pulmonar.

Algumas diferenças nos volumes pulmonares de adultos normais não são explicadas pela altura e por outras medidas antropométricas. Existe uma diferença significativa entre homens e mulheres, e que começa a emergir antes da puberdade, de modo que, na idade adulta, os volumes pulmonares dos homens superam em 20% (aproximadamente) o das mulheres da mesma altura e idade.

A idade é outro factor determinante da função pulmonar. Vários estudos mostram que muitas variáveis da função ventilatória aumentam da infância até à puberdade, declinando a partir da juventude.

Na aplicação prática da avaliação funcional pulmonar, os resultados obtidos num certo paciente são comparados com os valores previstos e expressos como percentagens destes. Os valores previstos derivados de estudos de amostras da população normal levam em consideração, geralmente, os três principais valores (altura, sexo e idade) mas

podem também considerar factores como a etnia dos indivíduos e características geográficas que influenciam a função pulmonar.

Actualmente utilizam-se equações de regressão que permitem o cálculo do valor médio previsto e dos limites de normalidade, estabelecidos em rigorosas bases estatísticas.

2.10. A importância do índice $FEF_{50\%}/0,5CVF$ ou $MEF_{50\%}/0,5CVF$ no diagnóstico dos distúrbios ventilatórios obstrutivos

O índice $MEF_{50\%}/0,5CVF$, medido através da curva fluxo-volume expiratória máxima, registada numa manobra de expiração forçada, tem uma contribuição importante no diagnóstico de distúrbios ventilatórios, correlacionando-se positivamente com o VEF_1/CVF (Rodrigues *et al.*, 2010).

A espirometria simples fornece informações suficientes para o diagnóstico dos distúrbios ventilatórios, mas a diferenciação desses distúrbios apenas pela abordagem espirométrica convencional pode não ser possível em alguns casos e podem ser necessários recursos complementares.

A curva fluxo-volume expiratória máxima tem uma porção relativamente reprodutível que é independente do esforço a volumes pulmonares abaixo de 70% da CVF (Ren, 2003). Isto faz com que se procure um indicador que possa auxiliar o diagnóstico diferencial dos fluxos ventilatórios. A tentativa de utilização dos fluxos médios vai nesse sentido, na tentativa de eliminação de factores de confusão relacionados com a porção esforço – independente da curva fluxo-volume e da porção terminal do fluxo, que depende do retrocesso elástico do pulmão.

Rodrigues *et al.* (2010) demonstram que o coeficiente expiratório forçado a 50% da CVF corrigido a isovolume ($FEF_{50\%}/0,5CVF$), representa um parâmetro válido para ser usado no diagnóstico diferencial dos distúrbios ventilatórios, principalmente os do tipo obstrutivo, como uma expressão do fluxo aéreo.

Os resultados obtidos por estes autores indicaram que um valor de $FEF_{50\%}/0,5CVF$ inferior a 0,79 parece ser um bom indicador de limitação de fluxo aéreo.

A obstrução das pequenas vias aéreas é uma alteração precoce em muitas doenças obstrutivas (Pereira *et al.*, 1992), assim é desejável que se encontrem parâmetros que reflectam fluxos distais. Neste sentido o $FEF_{50\%}$ parece reflectir melhor o fluxo a baixos volumes pulmonares.

Considerando-se que a correlação entre as razões VEF_1/CVF e $FEF_{50\%}/0,5CVF$ se mostrou elevada, e que a primeira já foi consagrada como expressão do fluxo aéreo (Green *et al.*, 1974) é prudente afirmar também que $FEF_{50\%}/0,5CVF$ tem a sua aplicabilidade, sendo uma contribuição no diagnóstico precoce dos distúrbios ventilatórios. A expressão pode ser utilizada uma vez que os fluxos instantâneos, avaliados na curva fluxo-volume, se passam antes da integralização de fluxos que permitem determinar o VEF_1 que, quando alterado, não mais expressa do que uma alteração precoce fisiopatológica de obstrução.

CAPÍTULO 3

Instrumentos de medida

3.1. O Espirómetro

Neste capítulo, descreve-se algum tipo de equipamento que é usado para a realização de exames de diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

3.1.1. Características gerais

A medida de volumes e fluxos pode ser conseguida por vários tipos de instrumentos, que se dividem em duas grandes categorias: 1) aparelhos que medem directamente o volume de gás e 2) aparelhos que medem directamente o fluxo de gás.

Ambos devem ter características que devem ser conhecidas:

Capacidade – refere-se a quanto o equipamento é capaz de detectar e o intervalo de limites de mensuração. Os equipamentos possuem também uma capacidade de tempo, ou seja, por quanto tempo irá medir o volume ou o fluxo durante qualquer teste.

Exactidão – reflecte o grau de concordância entre o resultado da medição e o valor verdadeiro convencional da grandeza medida.

Num equipamento de volume se a injeção de 3L com uma seringa resultar numa leitura de 3L o aparelho é exacto para volume. Para medidas de fluxos, podem ser criados valores de referência conhecidos, usando rotâmetros de precisão de fluxos constantes, simuladores de CVF e pelo sistema de ondas de CVF computadorizadas desenvolvido por Hankinson. No entanto, nenhum aparelho é perfeito e normalmente existe uma diferença aritmética entre os valores de referência conhecidos e os valores medidos; esta diferença chama-se incerteza.

Precisão - sinónimo de reprodutibilidade, é uma medida da confiabilidade do instrumento. Um aparelho preciso mostra concordância entre os resultados das medidas realizadas nas mesmas condições em curtos períodos de tempo.

Linearidade – refere-se à exactidão do instrumento no seu intervalo total de medida ou da sua capacidade. Alguns instrumentos podem ser exactos em fluxos altos e ser menos exactos em fluxos baixos.

Durabilidade – os equipamentos de função pulmonar são usados em geral com grande frequência e devem durar para permanecer exactos e precisos.

Débito – todos os instrumentos expressam ou comunicam os resultados de um teste através de um débito. Existem várias formas de comunicação, como gráficos de volume - tempo, fluxo-volume, mostruário digital, etc. É usado um computador para processar e expressar os resultados. Alguns instrumentos têm mais de um tipo de débito. Os mais actuais derivam inúmeras variáveis da manobra expiratória forçada. Alguns equipamentos expressam os resultados em temperatura ambiente e outros em condições de temperatura corporal.

Outras características importantes são a simplicidade de utilização e a capacidade de limpeza e assepsia.

3.1.2. Tipos de espirómetros

3.1.2.1. Abertos e fechados

Os sistemas para espirometria podem ser classificados em “abertos” e “fechados”. O termo “aberto” é usado quando o paciente realiza uma inspiração máxima fora do sistema, antes de colocar o tubo na boca e expirar. Nos sistemas “fechados” o paciente inspira e expira no equipamento. É caso do equipamento utilizado nesta investigação. A Figura 2.7 mostra o equipamento usado e um exemplo de um exame.

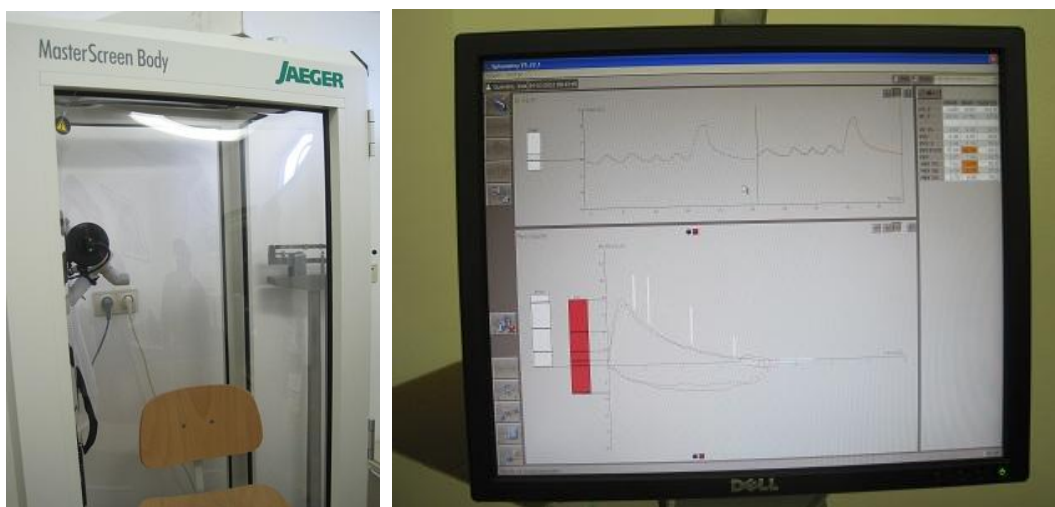


Figura 3.1 – Espirómetro utilizado para a realização dos testes e exemplo de um exame realizado

3.1.2.2. Volume e fluxo

Espirómetros com deslocamento de volume

Estes aparelhos são simples e precisos para medidas de volumes, mas devido à movimentação das partes mecânicas, as forças de inércia, fricção e momento e o efeito da gravidade devem ser minimizados para que as medidas dos volumes e fluxos sejam precisas e exactas.

Cada espirómetro tem um “factor de campânula” que representa a distância vertical movida por unidade de volume (mL ou L). O volume pode ser registado em papel. Um potenciómetro pode ser ligado ao sistema; o débito analógico gerado pelo potenciómetro (em volts) é proporcional ao movimento da campânula. Normalmente, o sistema analógico é digitalizado através de um conversor e pode ser então directamente manipulado por um computador.

Os espirómetros de volume recebem gás exalado dos pulmões, que é eliminado à temperatura corporal ($\approx 37^{\circ}\text{C}$) e totalmente saturado com vapor de água. À medida que o gás é exalado, tende a ficar a uma temperatura inferior à temperatura ambiente e o volume diminui. À medida que o gás arrefece, uma parte do vapor de água condensa e

forma gotículas de água, o que causa uma perda adicional de volume. Assim, são necessárias correcções das condições de medida para as condições corporais, para medidas exactas dos volumes de gás e fluxos pelos espirómetros de deslocamento de volume. Todos os volumes registados são convertidos das condições ambientais para as condições corporais, de forma que o volume actual exalado ou inalado pelo paciente possa ser calculado. A temperatura é medida por um termómetro que deve estar colocado dentro do equipamento.

Espirómetros baseados em fluxo

O fluxo é medido directamente e integrado electronicamente para medida do volume. Espirómetros com sensores de fluxo usam vários princípios físicos para produzir um sinal proporcional ao fluxo de gás. Estes equipamentos também são chamados de pneumotacógrafos. Estes aparelhos medem uma diferença de pressão através de uma resistência muito baixa. A medida do fluxo é derivada da queda de pressão através do sistema, pela lei de Poiseuille.

Normalmente, são aparelhos mais pequenos, leves e dependentes da electrónica. Fazem uma integração de fluxo, que é um processo no qual o fluxo (i.e., o volume por unidade de tempo) é dividido num grande número de pequenos intervalos (i.e., tempo) e o volume de cada intervalo é somado.

A integração pode ser realizada facilmente por um circuito electrónico. A determinação exacta dos volumes por integração do fluxo requer sinais de fluxo exacto, medidas de tempo precisas e detecção sensível de fluxos baixos.

3.2. Espirómetro usado nesta investigação

3.2.1. Dados técnicos

- Fluxo

Medida de fluxo do sistema

Tipo: pneumatocómetro de alta qualidade

Intervalo: 0 a ± 20 L/s

Exactidão: 0.2 a 12 L/s $\pm 2\%$

Resolução: 10 ml/s

Resistência: < 0.05 kPa/(L/s) a 10 L/s

Índice de rejeição de modo comum: 60dB a 50Hz

- Volume

Medida de volume do sistema

Tipo: Integração digital

Intervalo: ± 20 L

Exactidão: $\pm 3\%$, ± 50 mL (o que for maior)

Resolução: 1 mL

- *Pressão na boca* (peça bucal)

Medida de pressão na boca no sistema

Tipo: Piezo resistive

Intervalo: ± 20 kPa

Exactidão: $\pm 2\%$

Resolução: 0.01 kPa

- *Pletismografia corporal*

Tipo: Alumínio/vidro acrílico

Volume: 830 L

Tipo de transdutor: resistência Piezo

Intervalo do transdutor: ± 0.1 kPa, ± 800 ml a 1000 hPa pressão ambiente

Exactidão: $\pm 2\%$

Resolução: 0.4 ml

Calibração de volume: 50 ml, seringa guiada por motor

Intervalo (transmural): ± 1 kPa

3.2.2. Calibração de volume

O sistema de gravação de medida (P-tube, P-tube screen, transdutor de pressão, amplificador) é calibrado de forma a determinar o volume exacto do pulmão.

Uma bomba de calibração com um volume definido de 3 litros é usada para a calibração de volume. O computador calcula factores de correcção como resultado desta calibração. A fixação destes factores contra medições posteriores assegura que os valores de medida estão correctos.

3.2.3. *FRC* (Capacidade Residual Funcional) Filling Calibration

No programa de medida de He-reinalação, o saco de reinalação está cheio com um gás (He/O₂) do cilindro de gás *FRC*. O volume de enchimento é medido via um sensor de fluxo que está integrado no dispositivo. Para uma determinação exacta do volume de enchimento, a unidade de enchimento deve ser verificada uma vez por mês ou depois de o cilindro de gás *FRC* ser mudado.

De maneira a verificar a unidade de enchimento, o sensor de fluxo interno é comparado com um tubo-P calibrado, externo. Como resultado desta verificação, o computador determina o factor de correcção de volume. Considerando este factor na medida posterior assegura que os valores de medição recebidos estão correctos.

3.2.4. Calibração da “caixa”

Deve ser efectuada todas as manhãs, de forma a assegurar que a medida de pressão da pletismografia corporal providencia resultados de medição correctos. O transdutor de pressão para a caixa de pressão é automaticamente calibrado e o valor de meio tempo de medida da caixa (fuga da caixa definida) é medida com este programa.

3.2.5. Calibração do analisador de gás

Este programa é usado para calibrar os sensores de gás integrados no sistema.

Como resultado, o computador calcula factores de correcção. Estes factores de correcção vão ser considerados nas medidas de gás posteriores de forma a assegurar que os valores então gravados estão correctos.

O analisador de gás deve ser calibrado uma vez por dia.

3.2.6. Condições ambientais

As condições ambientais são determinadas automaticamente pelo espirómetro.

A temperatura, humidade e pressão barométrica são gravadas por sensores inseridos no módulo “Unidade Ambiental”.

Os dados ambientais são a base para determinar factores de correcção importantes para calcular valores gravados, por isso os dados devem ser verificados a intervalos regulares.

Dados ambientais imprecisos ou incorrectos resultam em resultados de medição incorrectos.

Os dados ambientais são determinados automaticamente e apresentados no ecrã.

Os testes espirométricos devem ser conduzidos em temperatura ambiente entre 17°C e 40°C. Contudo, temperaturas de pelo menos 23°C são preferíveis para evitar uma grande diferença entre a temperatura do espirómetro e a temperatura corporal. Se existir uma grande diferença, o ar exalado não pode arrefecer completamente à temperatura do espirómetro dentro do primeiro segundo de expiração. Neste caso, um factor de correcção inapropriado, baseado na temperatura do espirómetro irá ser seleccionado para ajustar o volume do espirómetro para a temperatura corporal, causando medidas de VEF_1 hiperestimadas.

3.3. Realização do exame

O exame realizado pela técnica ao paciente, usando o espirómetro, segue os seguintes passos:

- O paciente repousa durante 5 minutos antes do exame.
- A técnica regista os dados do doente no livro de registo e no programa de software do computador do espirómetro.
- A técnica explica o exame ao paciente.

- O paciente coloca a boca no bucal, a técnica coloca-lhe o clipe nasal e pede ao paciente para respirar normalmente.
- É solicitado ao paciente que encha o peito de ar de uma só vez e ao máximo.
- É pedido ao paciente que sopra com força no início e que prolongue o sopro.
- O paciente volta a encher o peito de ar.
- O exame é repetido mais duas vezes.
- Dos três exames realizados escolhe-se o melhor (Best).
- No final, a técnica imprime o exame.

Notas: podem ser colocadas notas junto do exame, como, por exemplo, se o paciente colaborou ou se foi usado um broncodilatador.

Se a técnica verificar que o doente tem valores baixos, é administrado um broncodilatador, espera-se 10 minutos e volta-se a repetir o exame.

3.4. Considerações sobre o procedimento de espirometria, equipamento e controlo de qualidade

3.4.1. Estandardização da Espirometria

A espirometria pode ser efectuada com muitos tipos diferentes de equipamento, e requer cooperação entre o sujeito e o técnico, e os resultados obtidos vão depender de factores técnicos e pessoais.

Se a variabilidade dos resultados puder ser diminuída e a precisão melhorada, o intervalo de valores normais para as populações pode ser reduzido e as anormalidades podem ser detectadas mais facilmente. O workshop Snowbird realizado em 1979 resultou na primeira declaração da American Thoracic Society (ATS) para a estandardização da espirometria (Renzetti, 1979). Esta declaração foi actualizada em 1987 e novamente em 1994. Uma iniciativa semelhante foi levada a cabo pela European Community for Steel and Coal (Comunidade Europeia para o Carvão e Aço), resultando no primeiro documento de estandardização Europeu em 1983. Este foi depois actualizado em 1993 como a declaração oficial da European Respiratory Society (ERS) (Sociedade Respiratória Europeia).

No geral, as diferenças entre as duas declarações mais recentes da ATS e da ERS são mínimas, com a excepção de que a declaração da ERS inclui volumes pulmonares absolutos.

Há uma tentativa de publicar os *standards* (padrões) de ambos os documentos, para que possam ser aplicados de forma mais ampla. Todos os dispositivos abrangidos por esta declaração devem ir ao encontro dos requerimentos relevantes, independentemente de serem para propósitos de monitorização ou diagnóstico. Não existe categoria separada para dispositivos “de monitorização”.

Embora seja da responsabilidade dos fabricantes a produção de sistemas de testes pulmonares que satisfaçam todas as recomendações da ATS e ERS, é possível que, para alguns equipamentos, não seja possível alcançar todas elas.

Nestas circunstâncias, os fabricantes devem identificar claramente quais os requerimentos do equipamento que não foram alcançados.

Enquanto que é da responsabilidade do fabricante a demonstração da precisão e segurança e confiança do equipamento, é responsabilidade do utilizador assegurar que as medidas do equipamento permanecem precisas.

3.4.2. A manobra VEF_1 e CVF

O CVF é o volume máximo de ar exalado com esforço forçado máximo, a partir de uma inspiração máxima, isto é, capacidade vital efectuada com um esforço de expiração máximo, expresso em litros à temperatura do corpo e pressão ambiente saturada com vapor de água.

O VEF_1 ou VEMs é o volume máximo de ar exalado no primeiro segundo de uma expiração forçada a partir de uma posição de inspiração total, expressa em litros à temperatura do corpo e pressão ambiente saturada com vapor de água.

3.4.2.1. Equipamento

Requerimentos

O espirómetro deve ser capaz de acumular volume durante um período de pelo menos 15s e de medir volumes de pelo menos 8L, litros à temperatura do corpo e pressão ambiente saturada com vapor de água, com uma precisão de $\pm 3\%$ da leitura ou $\pm 0.050L$, ou seja, que for maior, com fluxos entre 0 e $14L.s^{-1}$. A resistência total ao fluxo de ar a $14.0L.s^{-1}$ deve ser $< 1.5cmH_2O.L^{-1}.s^{-1}$ ($0.15kPa.L^{-1}.s^{-1}$). A resistência total deve ser medida com um tubo, válvula, pré-filtro, etc. incluído, que pode ser inserido entre o sujeito e o espirómetro.

Validação

É altamente recomendado que os sistemas de espirometria sejam avaliados usando uma seringa mecânica conduzida por um computador ou o seu equivalente, de forma a testar o intervalo de exalações que é normal ser encontrado na população teste. Testar a performance do equipamento não faz parte dos procedimentos realizados normalmente.

Controlo de Qualidade

Ter atenção ao controlo de qualidade do equipamento e calibração é uma parte importante a ter em consideração nas boas práticas de laboratório/hospital.

No mínimo, os requerimentos são os seguintes: 1) é mantido um log de resultados de calibrações; 2) documentação das reparações ou outras alterações que retornem o

equipamento ao seu funcionamento aceitável; 3) datas das actualizações ou mudanças no *software* ou *hardware* do computador; e 4) se o equipamento é mudado ou colocado noutra lugar, as verificações de calibração e os procedimentos de controlo de qualidade devem ser repetidos antes de iniciar os testes seguintes.

A calibração é o procedimento para estabelecer a relação entre os valores de fluxo ou volume determinados pelo sensor e o fluxo ou volume actual.

Deve ser verificado diariamente se não ocorrem fugas nos sistemas espirómetros de volume. As fugas podem ser detectadas por aplicação de uma pressão positiva constante de pelo menos 3.0cmH₂O (0.3kPa) com a saída do espirómetro fechada (de preferência incluindo a peça de boca). Qualquer perda de volume observada depois de 1 minuto e superior a 30mL, indica uma fuga, e necessita de ser corrigida.

Procedimento de teste

Existem 3 fases distintas para a manobra de CVF: 1) inspiração máxima; 2) uma “explosão” de exalação; e 3) exalação completa continuada até ao fim do teste (EOT – End Of Test).

O técnico deve obedecer aos critérios técnicos do equipamento e seguir o procedimento adaptado. O paciente deve inalar rapidamente e completamente a partir da Capacidade Residual Funcional (CRF), o tubo de respiração deve ser inserido na boca do paciente, ter a certeza de que os lábios estão selados à volta da peça e que a língua não está a tapá-la, e depois a manobra CVF deve começar o exame sem a mínima hesitação. É importante que a inspiração precedente seja rápida e que qualquer pausa na inspiração total seja mínima. O teste assume uma inalação total antes do início da exalação forçada, e é imperativo que o paciente faça uma inalação completa antes de começar a manobra. Deve ser solicitado ao paciente que faça uma “explosão” de ar dos pulmões, não apenas para “soprar”, e depois deve ser encorajado a exalar totalmente. Através da manobra, é requerida a orientação entusiástica do sujeito usando linguagem corporal apropriada e frases como “continue”. Se o paciente se sentir tonto, a manobra deve ser parada, uma vez que a síncope pode ocorrer a seguir, devido à interrupção prolongada do retorno venoso ao tórax. Isto é mais provável de acontecer em pacientes mais velhos e naqueles com limitações de fluxo de ar.

Deve ser utilizado um clip nasal ou uma oclusão manual das narinas, colocado pelo técnico. Por razões de segurança, o teste deve ser feito preferencialmente na posição sentado, usando uma cadeira com braços e sem rodas. Se o teste for efectuado com o paciente noutra posição, isto deve ser documentado no relatório.

Repetibilidade da manobra

Os critérios de repetibilidade são usados para determinar quando são necessárias mais de três manobras de CVF aceitáveis; estes critérios não são usados para excluir resultados ou para excluir pacientes de um estudo, como se mostra na Figura 3.1.

Estes critérios são requerimentos mínimos. Muitos pacientes são capazes de alcançar repetibilidade de CVF e VEF_1 .

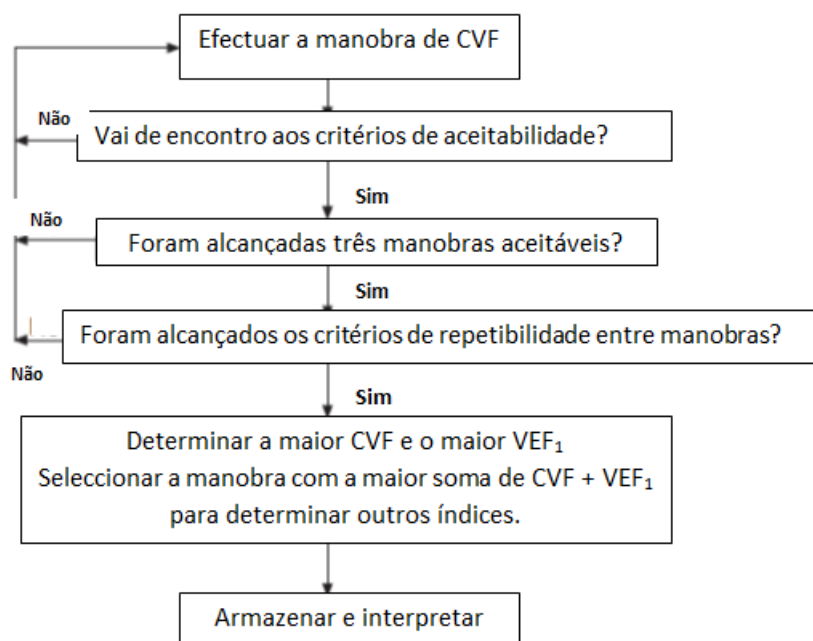


Figura 3.2 – Fluxograma que descreve como os critérios de aceitabilidade e repetibilidade devem ser aplicados

Nenhuma espirometria deve ser rejeitada apenas com base na sua pobre repetibilidade. A repetibilidade dos resultados deve ser considerada na altura da interpretação. O uso de dados das manobras com pobre repetibilidade ou que não vão de encontro aos requerimentos *EOT* (End Of Test), é deixado à consideração do utilizador.

3.4.2.2. Selecção dos resultados do teste

A CVF e o VEF_1 devem ser medidos a partir de uma série de pelo menos 3 curvas de expiração forçadas, que tenham um início de teste aceitável e que estejam livres de artefactos, como tosse por exemplo. A CVF e o VEF_1 mais elevados devem ser gravados depois de se examinarem os dados de todas as curvas utilizáveis, mesmo que não venham da mesma curva.

3.4.2.3. O índice VEF_t

O VEF_t é o volume máximo exalado no tempo t segundos (marcado a partir do tempo zero definido por extrapolação reversa) de uma expiração forçada a partir de uma posição de inspiração total, expressa em litros à temperatura do corpo e pressão ambiente saturada com vapor de água.

Quando o sujeito não exala completamente, o volume acumulado num período de tempo mais curto (i.e. cerca de 6s) pode ser utilizado como substituto da CVF . Quando esta

substituição é utilizada, o volume deve reflectir o tempo de exalação mais curto (i.e. VEF_6 para uma exalação de 6s). Tem havido um aumento considerável da utilização do VEF_6 como um substituto de confiança para a CVF e pode ser utilizado para a normalização do VEF_1 (i.e. VEF_1/VEF_6). A utilização do VEF_6 parece ter a vantagem de ser mais reprodutível que a CVF e tem a vantagem de não necessitar de tanto esforço físico por parte do paciente e providenciar um *fim de teste* mais explícito.

CAPÍTULO 4

Materiais e Métodos

4.1. Introdução

Foi realizado um estudo, com análise das espirometrias realizadas no Serviço de Pneumologia do Hospital De Aveiro, no período entre Outubro de 2012 e Janeiro de 2013. Todos os testes foram realizados dentro da rotina do atendimento de pacientes que procuraram a unidade ou que foram encaminhados pelos seus médicos para a obtenção de um diagnóstico. As espirometrias foram realizadas com o espirómetro MasterScreenBody, Jaeger, Cardinal Health, Hoechberg da Alemanha. Este aparelho, graças ao seu conceito modular, é uma estação prática orientada para testes de função pulmonar, para determinação de volumes pulmonares estáticos e dinâmicos, utilizando o método clássico de *He-reinalação* e a capacidade de difusão via método *Sopro Único*. As unidades MasterScreen obedecem aos critérios dos standards relevantes, especialmente a ERS (Sociedade Respiratória Europeia) e os muito rigorosos critérios da ATS (American Thoracic Society). A excelente segurança para o paciente é enfatizada, indo de encontro aos standards da SEV (Swiss Safety Standards). O MasterScreenBody é usado para medidas e recolha de dados de parâmetros de função pulmonar. O sistema efectua testes de função pulmonar dependentes da cooperação do paciente, que incluem Espirometria/Fluxo-volume/medidas de Resistência, medidas de difusão do pulmão e medidas de pletismografia corporal. O aparelho providencia data/informação e ajuda de suporte para o diagnóstico. O equipamento pode ser utilizado em pacientes a partir dos 4 anos de idade, desde que eles consigam cooperar para a realização do teste de diagnóstico.

4.2. Equipamento usado e teste de diagnóstico

A Figura 4.1 mostra o equipamento usado e uma fase de um diagnóstico.



Figura 4.1 – Equipamento usado e diagnóstico em curso

4.3. Metodologia

Para responder à questão investigativa

“Será possível encontrar uma estratégia que melhore a triagem de diagnóstico da doença pulmonar obstrutiva crónica?”

foram registados gráficos volume-tempo durante três meses.

Nesta investigação apenas se consideraram os exames a pacientes sem recurso a broncodilatadores.

Cada gráfico obtido em papel foi analisado em termos da necessidade de dados a estudar.

Cada exame tem informação do género do paciente, idade, massa e altura.

Os dados são registados e aprovados em computador.

A Figura 4.2 mostra um exemplo de um exame realizado no monitor do computador. Na parte superior são mostrados os testes isolados realizados, normalmente em número de três.

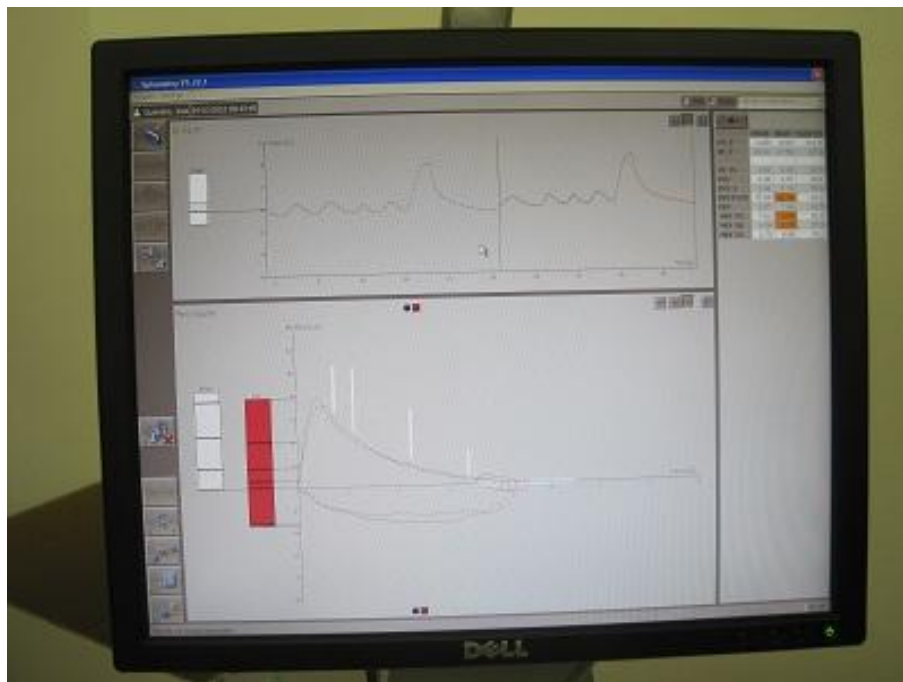


Figura 4.2 – Uma fase de resultados visíveis no monitor de computador

É escolhido o Best, ou seja, o melhor dos testes realizados em termos de performance por se considerar que foi aquele em que o paciente colaborou melhor.

O exame considerado Best é indicado no gráfico inferior com informação da linha de cor aceite, ou seja, sem cruz de eliminação.

Neste gráfico, na ordenada é representado o volume em litros e na abcissa é representado o tempo em segundos.

Houve necessidade de conhecer os volumes VEM_i ou FEV_i para cada segundo. Para o efeito, foi tratado apenas o gráfico inferior, como se mostra na Figura 4.3.

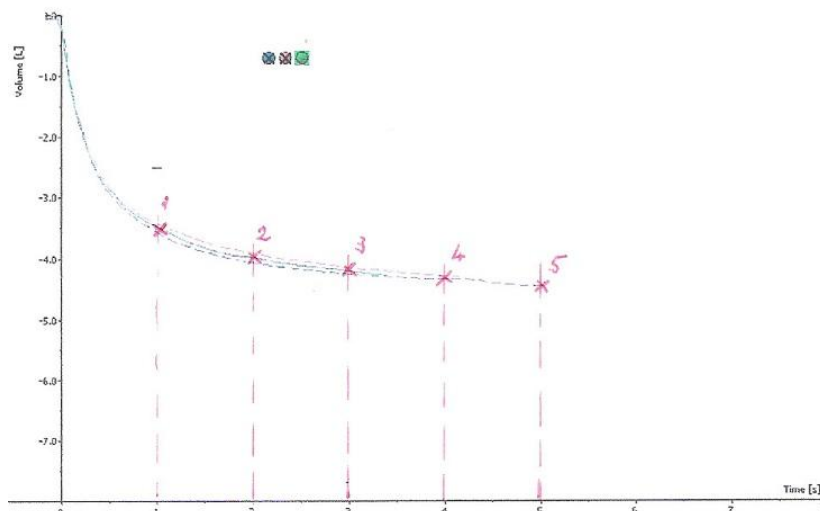


Figura 4.3 – Metodologia usada para a determinação do VEM_i , um exemplo

Para um incremento de tempo de 1s foi possível determinar os valores reais de VEM_i . Os valores obtidos permitiram criar uma base de dados para cada paciente.

A necessidade de conhecer o valor Best para MEF_{50} levou à construção para cada exame de linhas como se mostra na Figura 4.4.

Na Figura 4.4 a tangente à linha curva no ponto 50% da CVF permitiu calcular o fluxo MEF_{50} , através da diferença de dois volumes durante 1 segundo, ou seja, conhecendo os volumes em B e A, a sua diferença ΔV para um intervalo de tempo de $\Delta t=1s$, permite conhecer MEF_{50} .

Os valores previstos esperados para cada paciente também foram calculados utilizando expressões usadas para homens e mulheres.

Usando as expressões (2.02), (2.03), (2.04) e (2.05) foram determinados os valores de VEM_s e MEF_{50} e comparados com os indicados nas tabelas que aparecem do lado direito da Figura 4.2.

Os valores indicados na tabela do monitor do computador mostraram excelente correlação com os valores determinados usando as equações indicadas no capítulo 2.

Os valores obtidos permitiram avaliar o índice de Tiffeneau, quer previsto quer real.

No entanto, conforme se mostra na revisão de literatura, há autores que usam para diagnóstico o cociente entre VEM_1 e VEM_6 , por considerarem um indicador menos invasivo para o paciente.

Nesta investigação procuramos compreender se há motivos científicos para essa escolha e propor uma nova visão de cálculo para o índice de diagnóstico.

Consideramos que os valores de MEF_{50} e do índice de Tiffeneau podem indiciar uma melhoria para o diagnóstico do paciente.

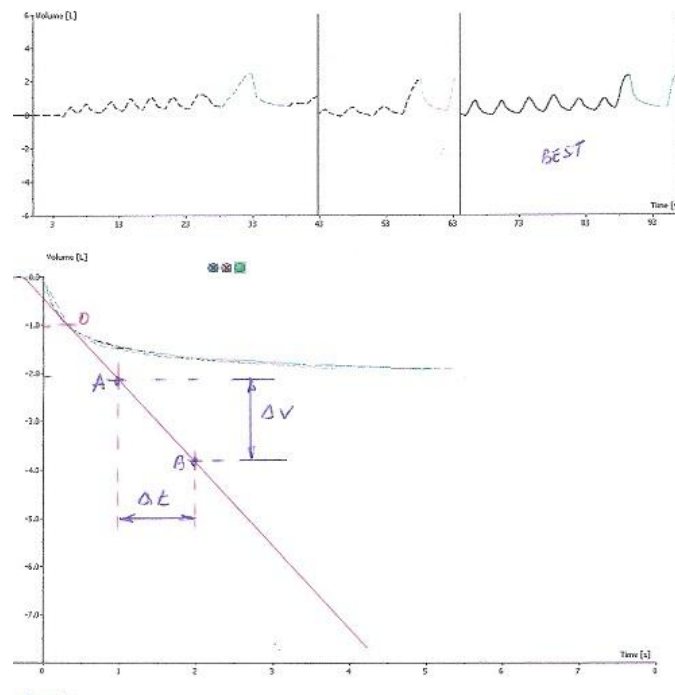


Figura 4.4 – Metodologia utilizada para a determinação do MEF_{50}

CAPÍTULO 5

Resultados e sua análise

5.1. Introdução

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos a partir da colecção de dados criados e relativos a testes realizados em ambiente hospitalar.

É realizada uma interpretação física dos resultados e sempre que possível os resultados obtidos são comparados com dados publicados na literatura da especialidade.

Algumas contribuições para um diagnóstico menos invasivo, e de leitura e interpretação através do gráfico para o diagnóstico de DPOC serão consideradas.

5.2. Amostra

Foram considerados 84 exames em que 48 pertencem ao género masculino e 36 ao género feminino, como mostra na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Amostra considerada

Número	Género	Idade	Altura	Massa
		média±desvio_padrão	média±desvio_padrão	média±desvio_padrão
84	M F	57.1±14.5	164.9±9.1	79.7±16.6
48	M	57.7±13.6	170.0±7.5	83.7±17.4
36	F	56.3±15.8	158.1±6.1	74.4±13.9

No geral o tratamento estatístico da amostra mostra que a média das idades ou das idades para cada género é cerca de 57 anos com um desvio padrão de cerca de 14 anos. A altura dos pacientes, como era esperado, é superior para o género masculino.

No que concerne a massa corporal, é o género masculino que regista, como seria esperado, também, um valor mais alto.

5.3. Índice de Tiffeneau

A literatura de especialidade mostra que o índice de Tiffeneau deve ser determinado usando a expressão

$$IT = 100 \frac{VEF_1}{CVF} \quad (2.01).$$

No entanto, como referido no capítulo 2, há autores, nomeadamente Lundgren *et al.* (2006), que referem que a utilização do VEF_6 ou VEM_6 como substituto da CVF na triagem diagnóstica da doença pulmonar obstrutiva crónica, DPOC, parece ser um bom indicador para a triagem ou diagnóstico de distúrbios ventilatórios, quando se comparam os valores obtidos por VEF_1/CVF e VEF_1/VEF_6 .

Os autores que utilizam VEF_6 ou VEM_6 como substituto da CVF não justificam a opção, apenas referem os resultados como interessantes e causando menos esforço por parte do

paciente, pois o exame é obtido num intervalo de tempo menor, e portanto menos invasivo.

Nesta investigação, com base no ficheiro de dados criado, avaliamos a influência da escolha de um VEF_i como substituto da CVF , no índice de Tiffeneau, IT .

Nestes termos, começamos por mostrar os resultados obtidos para duas escolhas, VEM_1/VEM_2 em face de VEM_1/VEM_6 e VEM_1/VEM_4 em face de VEM_1/VEM_6 para o mesmo IT definido pelo quociente VEM_1/CVF .

A Figura 5.1 mostra os dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_2 (círculos a cheio de cor azul) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função dos valores de IT .

Na figura são ainda indicadas duas retas. Uma linha de cor azul corresponde à reta que melhor se ajusta aos pontos experimentais usando o método dos desvios mínimos quadrados (MDMQ) e que passa na origem, com um declive de 1,097, ou seja, apresenta um erro relativo de 10% acima do valor unitário esperado. Outra linha negra correspondente à reta que melhor se ajusta aos pontos experimentais usando o MDMQ e que passa na origem com um declive de 1,006 e um coeficiente de correlação de 0,998.

É de concluir que a utilização do índice calculado pelo cociente VEM_1/VEM_2 não apresenta correlação significativa e por isso não deve ser considerado como indicador de diagnóstico. O índice VEM_1/VEM_6 deve ser valorizado para a triagem de diagnóstico, de facto, o seu erro é inferior a 1% em face do IT , com um coeficiente de correlação de 0,998 ($\cong 1$).

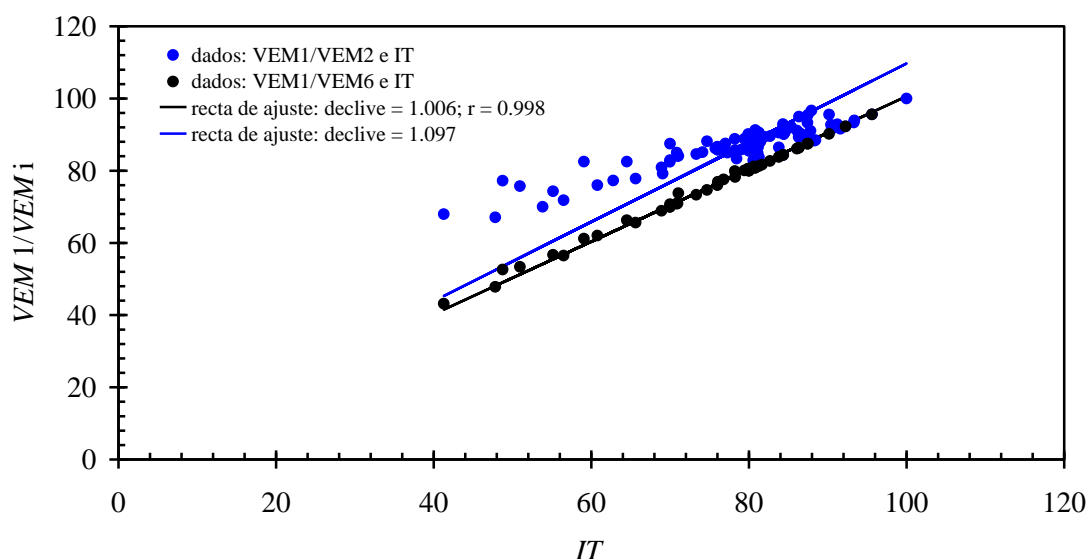


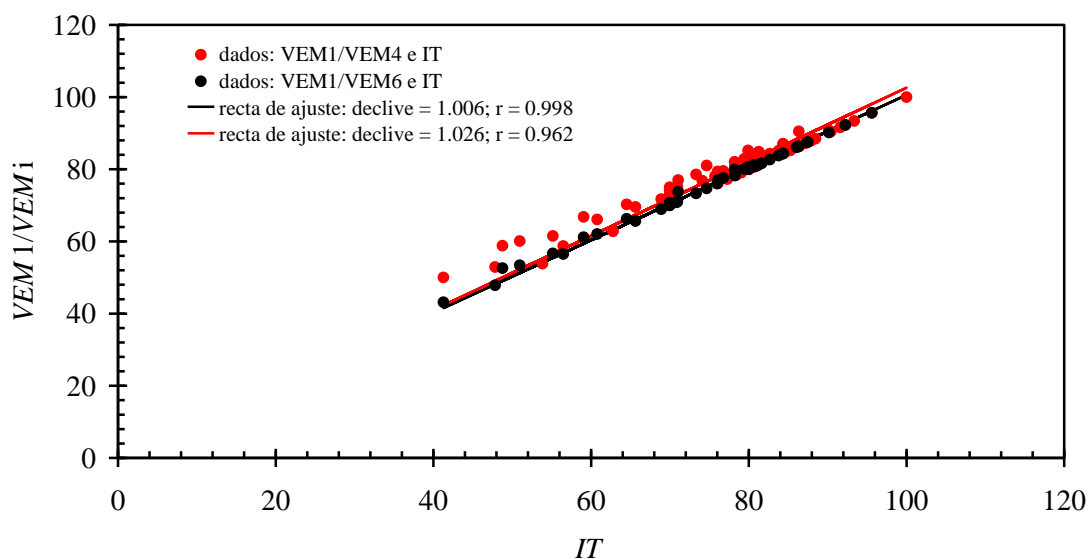
Figura 5.1 - Dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_2 (círculos a cheio de cor azul) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função dos valores de IT

A Figura 5.2 mostra o mesmo raciocínio adaptado para a construção da Figura 5.1, mas substituindo VEM_1/VEM_2 por VEM_1/VEM_4 .

Na Figura 5.2 estão indicados os dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_4 (círculos a cheio de cor vermelha) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função do valor de IT .

A linha indicada na figura, de cor vermelha, mostra um declive de 1,026 e um coeficiente de correlação de 0,962.

Manteve-se a linha negra para ser possível valorizar o índice VEM_1/VEM_4 em face de VEM_1/VEM_6 .



Figura

Figura 5.2 - Dados da amostra analisada em termos de VEM_1/VEM_4 (círculos a cheio de cor vermelha) e VEM_1/VEM_6 (círculos a cheio e a negro) em função do valor de IT

A comparação dos resultados obtidos indicados nas Figuras 5.1 e 5.2 mostram inequivocamente que a utilização do índice usando VEM_1/VEM_4 parece ser um argumento de peso como futura valorização da eficácia do VEM_4 como substituto da CVF . De facto, o erro cometido é apenas cerca de 2,5%, e a reta de ajuste apresenta uma excelente correlação. A vantagem para o paciente, é permitir um diagnóstico menos invasivo usando um tempo de 4s.

De salientar que os exames aceites e considerados para esta investigação mostram que uma grande maioria dos pacientes não ultrapassa os 4s, durante o exame de diagnóstico, o que valida ainda mais a utilização do VEM_4 para cálculo do IT , em face do VEM_6 ou CVF . Para confirmar o que acabamos de afirmar construímos os gráficos indicados na Figura 5.3 e na Figura 5.4. Nestas figuras na ordenada consideramos os valores VEM_1/VEM_2 ou VEM_1/VEM_4 em função do valor VEM_1/VEM_6 na abcissa.

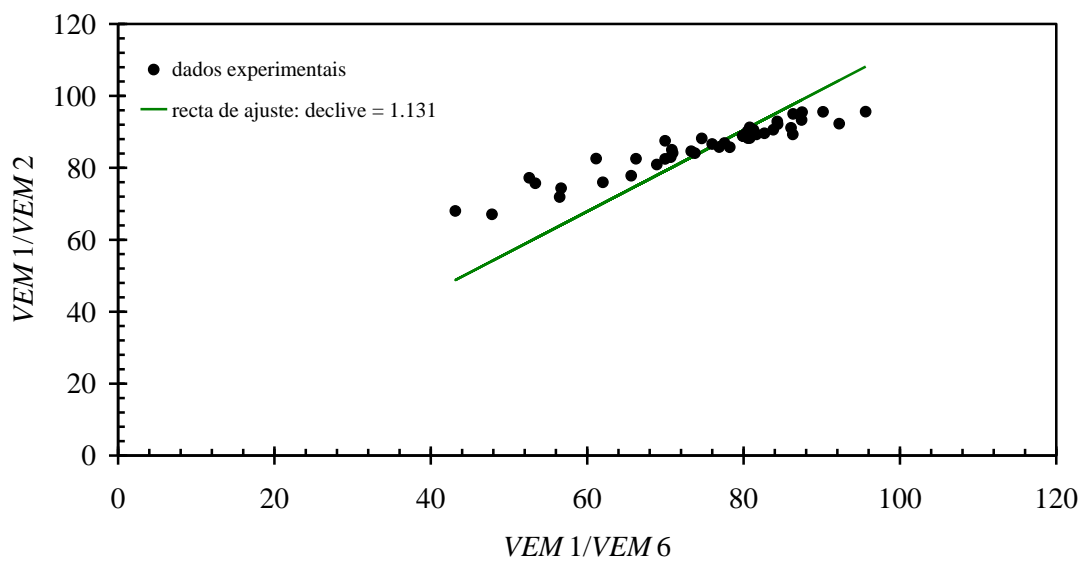


Figura 5.3 - Valores de VEM_1/VEM_2 em função do valor VEM_1/VEM_6

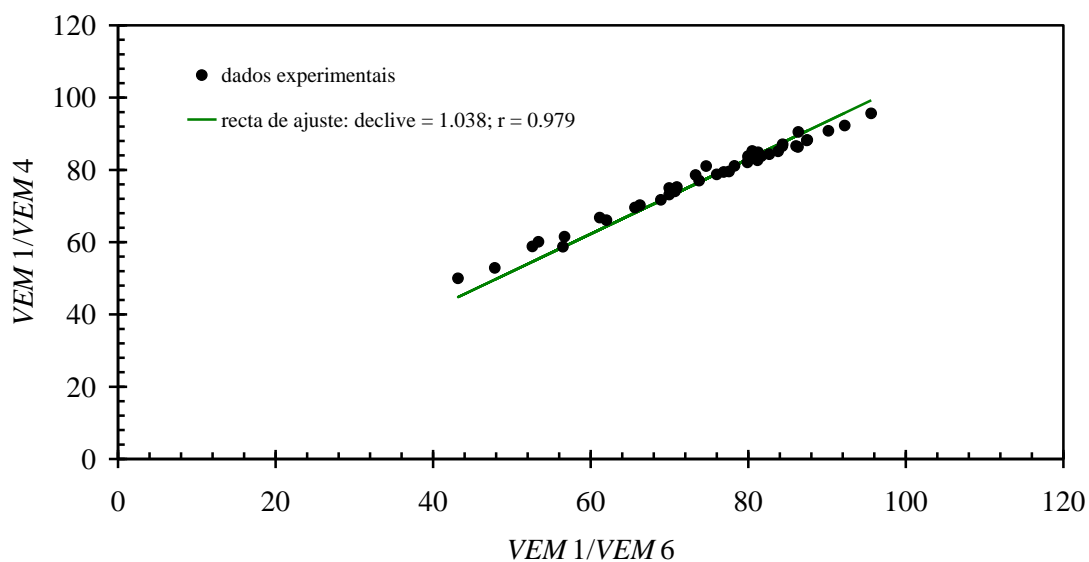


Figura 5.4 - Valores de VEM_1/VEM_4 em função do valor VEM_1/VEM_6

A observação do gráfico da Figura 5.3 mostra que o declive registado é de 1,131, muito acima do esperado, ou seja, do valor unitário. Nestes termos, a escolha do VEM_1/VEM_2 como teste de triagem de diagnóstico de DPOC não é correta, como anteriormente já tínhamos referido.

No entanto, a observação do gráfico da Figura 5.4 mostra que os dados experimentais estão muito concordantes com a reta de ajuste, cujo declive é 1,038 com um coeficiente de correlação de 0,979. Nestas circunstâncias, consideramos que os valores de índice determinado com base nos valores VEM_1/VEM_4 devem ser valorizados em termos de triagem de diagnóstico.

Na Figura 5.5 são mostrados os pontos registrados com a amostra investigada. Em ordenada são considerados os valores de *IT* registrados nos exames e na abcissa os valores de *IT* previstos.

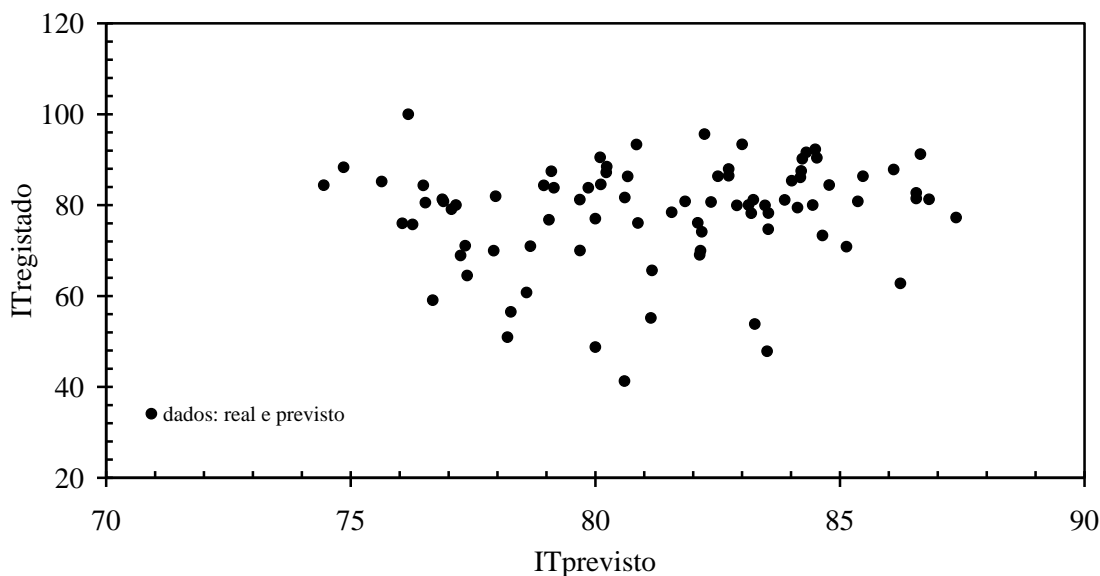


Figura 5.5 - Dados espirométricos: *IT* registrado “versus” *IT* previsto

A observação da Figura 5.5 mostra inequivocamente para a amostra investigada, que há uma dispersão de pontos ou seja, uma nuvem de pontos que não apresentam qualquer tendência. Como referido anteriormente, nesta figura estão indicados todos os casos, considerados normais e com valorização de diagnóstico de DPOC (casos de *DVO* e *DVR*). Nestas circunstâncias os resultados obtidos e apresentados na Figura 5.5 estão em concordância com o esperado de uma amostra não filtrada em termos de diagnóstico.

Consideramos importante conhecer a influência da idade no valor do índice de Tiffeneau. O resultado é apresentado na Figura 5.6 em que são indicados os dados registrados com círculos a cheio de cor azul e os dados previstos com círculos a cheio e negro. É ainda indicada a reta de ajuste para os dados previstos com um declive negativo, como era esperado, e com um coeficiente de correlação de 0,641. Este valor é significativo se tivermos por base a subjetividade do cálculo do *IT* em função da idade, altura, massa e género do paciente.

Também, a observação da Figura 5.6 mostra que existem inúmeros casos em que o diagnóstico através da aplicação do *IT* valoriza a existência de DPOC.

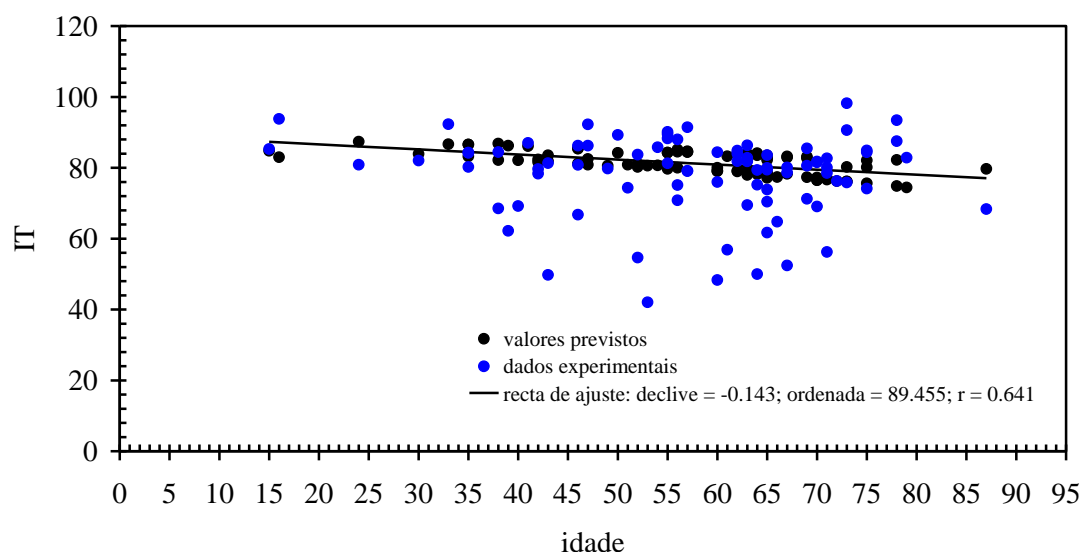


Figura 5.6 – Influência da idade no valor do índice de Tiffeneau (previsto e esperado)

De acordo com a informação retirada da Figura 2.6, cuja figura reproduzimos de novo, o valor do IT não é um indicador suficiente para o diagnóstico da triagem da DPOC, pois se tivermos por base o VEM_1 e o valor de CVF ou VEM_6 ou VEM_4 (estratégia desta dissertação), chegamos à conclusão que numa situação restritiva ou de obstrução o IT pode registar um valor superior a 70%.

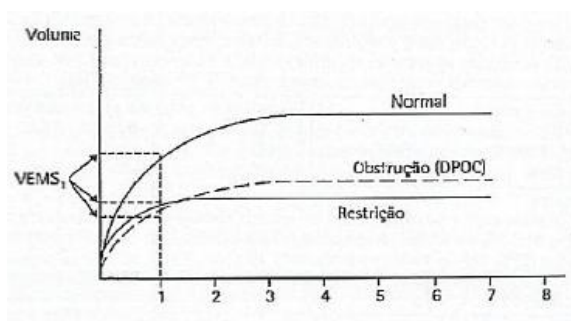


Figura 2.6 – Curva volume – tempo que com várias curvas para pacientes considerados de normais, com DVO e DVR (adaptado de Euromédice, Michael Jakob, 2009)

Nestas circunstâncias, para ajudar na triagem de diagnóstico, autores como por exemplo, Rodrigues *et al.* (2010) mostraram que o índice $MEF_{50}/0,5CVF$ pode contribuir para o diagnóstico dos distúrbios ventilatórios.

Assim, procuramos validar os dados previstos e indicados no *software* do aparelho de medida usado nesta investigação.

Na prática, era importante conhecer as expressões que permitiam determinar valores previstos, tais como VEM_1 e o MEF_{50} . De notar que estão disponíveis na literatura da

especialidade inúmeras expressões de cálculo, e usadas por diferentes marcas de aparelhos no *software*, conforme se referiu no capítulo 2.

A título de exemplo, a Figura 5.7 e a Figura 5.8 mostram os valores calculados e previstos do VEM_1 e do MEF_{50} , localizados em gráfico.

A observação dos dados indicados nas Figuras 5.7 e 5.8, e a reta de ajuste indicam que os valores calculados e previstos nesta investigação estão concordantes com os valores indicados em tabela pelo *software* usado pelo aparelho de medida.

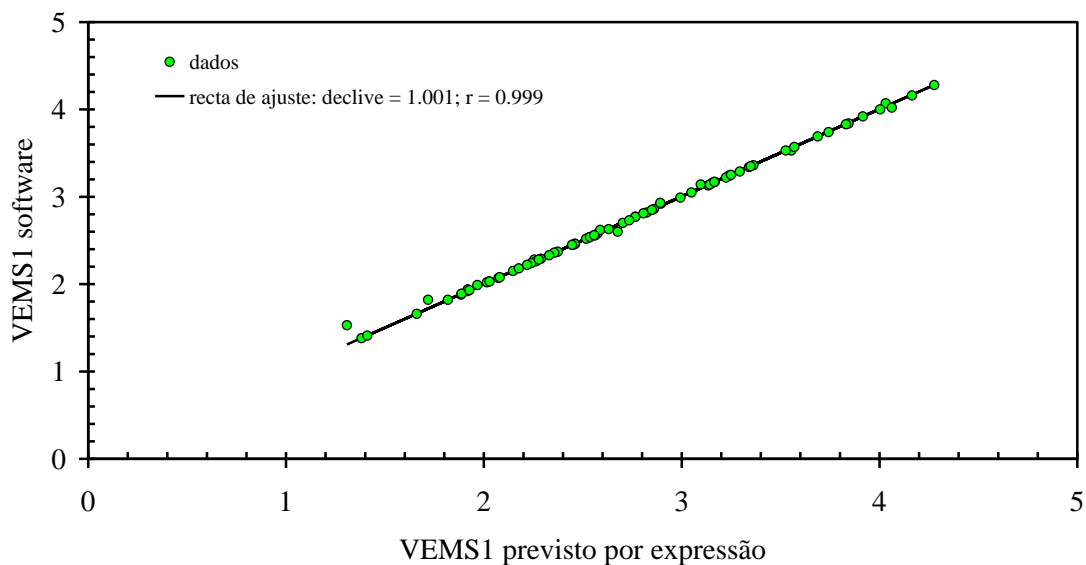


Figura 5.7 – Valores indicados pelo *software* e valores calculados e previstos usando as expressões do capítulo 2, para VEM_1

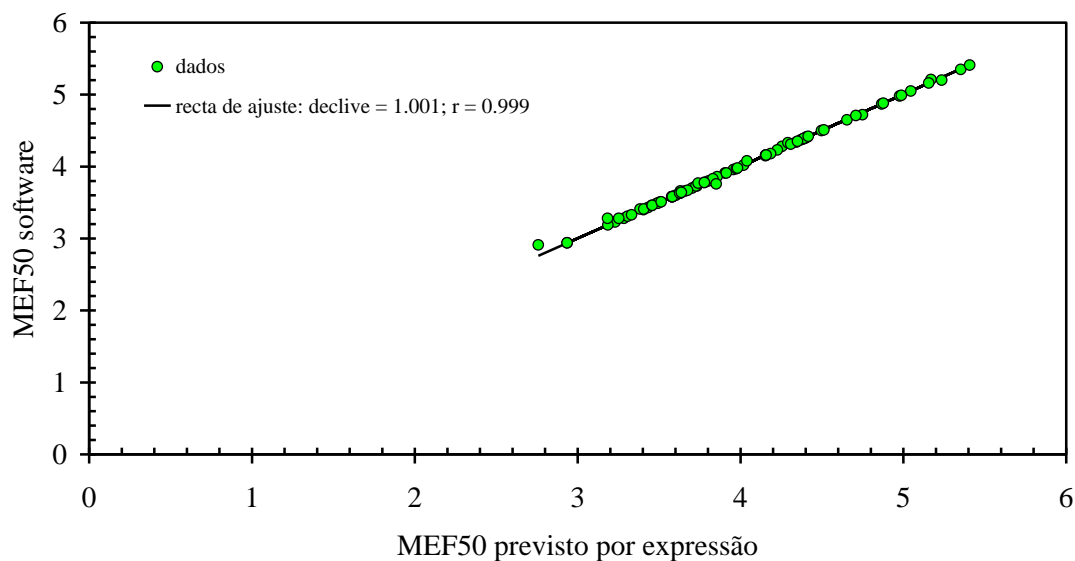


Figura 5.8 – Valores indicados pelo *software* e valores calculados e previstos usando as expressões do capítulo 2, para MEF_{50}

De modo a ser possível conhecer como se comporta a amostra em termos de MEF_{50} em função da idade, construímos o gráfico da Figura 5.9.

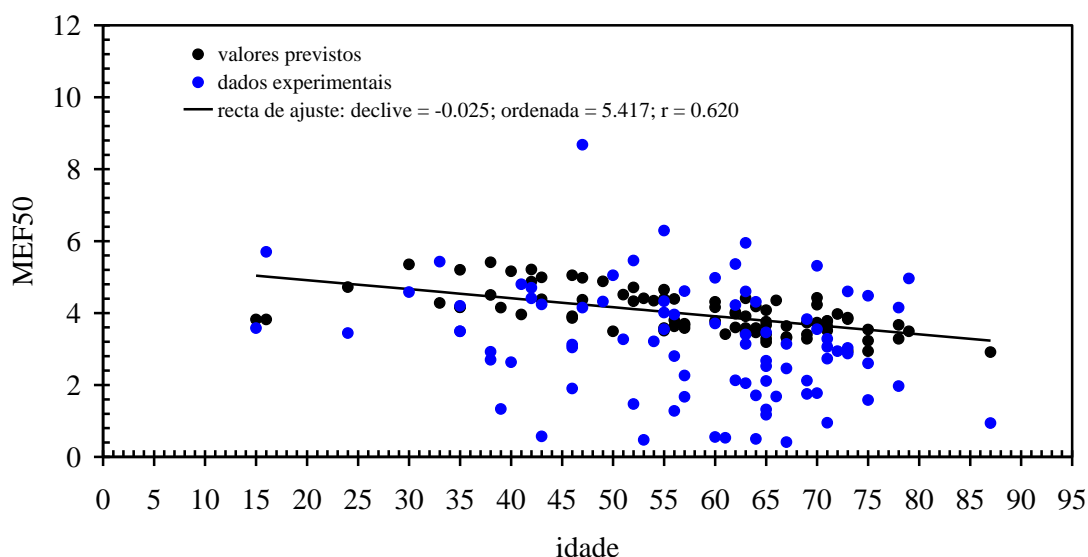


Figura 5.9 – Comportamento da amostra em termos de MEF_{50} em função da idade

A observação visual do gráfico da Figura 5.9 mostra para a amostra investigada, círculos a cheio de cor azul (valores registados), círculos a cheio e negros (valores previstos) e uma linha de tendência negra para os valores previstos apresentando um declive negativo e um coeficiente de correlação de 0,620. É digno de nota que tendo por base a subjetividade do cálculo previsto do MEF_{50} (função da idade, do género, da altura e da massa), o valor determinado pelo coeficiente de correlação de 0,620 deve ser valorizada, o que nos leva a considerar que o parâmetro MEF_{50} deve ser considerado na triagem de diagnóstico de DPOC.

Nestas circunstâncias, avaliamos a relação entre os dois índices, ou seja, a relação entre o índice de Tiffeneau e o índice $MEF_{50}/0,5CVF$.

A Figura 5.10 mostra os dados experimentais da amostra investigada, com círculos de cor verde e a linha de ajuste com um coeficiente de correlação de 0,952.

A observação do gráfico da Figura 5.10 mostra inequivocamente, através do coeficiente de correlação (está próximo da unidade) que o índice $MEF_{50}/0,5CVF$ deve ser valorizado na triagem de diagnóstico da DPOC. Nestas circunstâncias a observação do gráfico e os resultados obtidos sugere, que é um índice que deve ser valorizado.

Tendo como valor de discussão a unidade em face do valor determinado por

$$\frac{MEF_{50}/0,5CVF}{IT_{registado}} \quad (5.01)$$

é possível conhecer para a amostra os casos considerados de normais.

A Figura 5.11 mostra que todos os casos de pacientes considerados de normais da amostra investigada estão localizados acima do valor unitário, o que sugere que quando o valor da expressão (5.01) é superior a 1 não há valorização de patologia, sendo o *IT* superior a 70%.

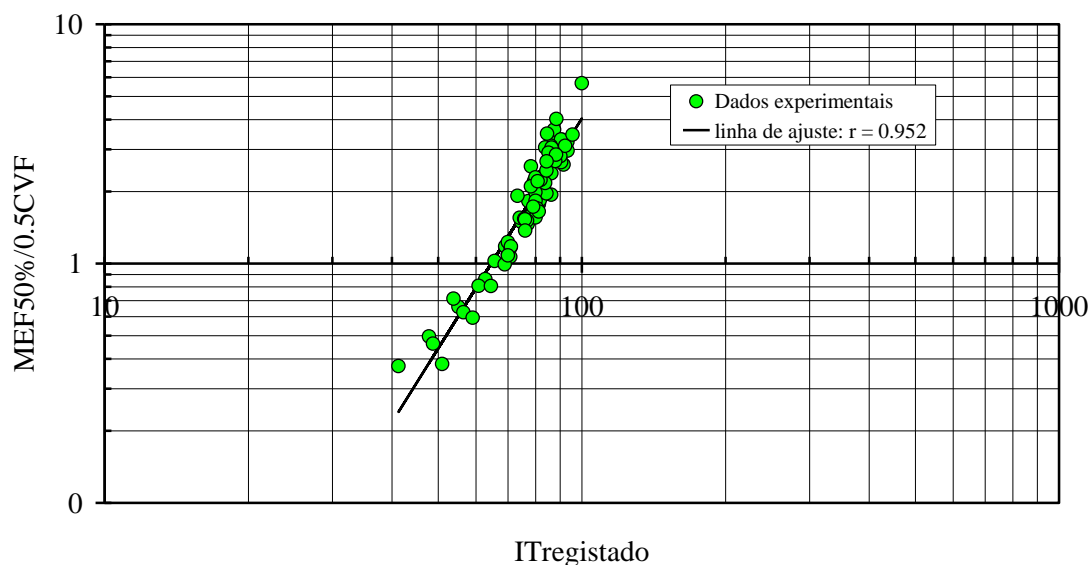


Figura 5.10 - O índice $MEF_{50}/0.5CVF$ experimental “versus” índice de Tiffeneau *IT*, registado ou experimental

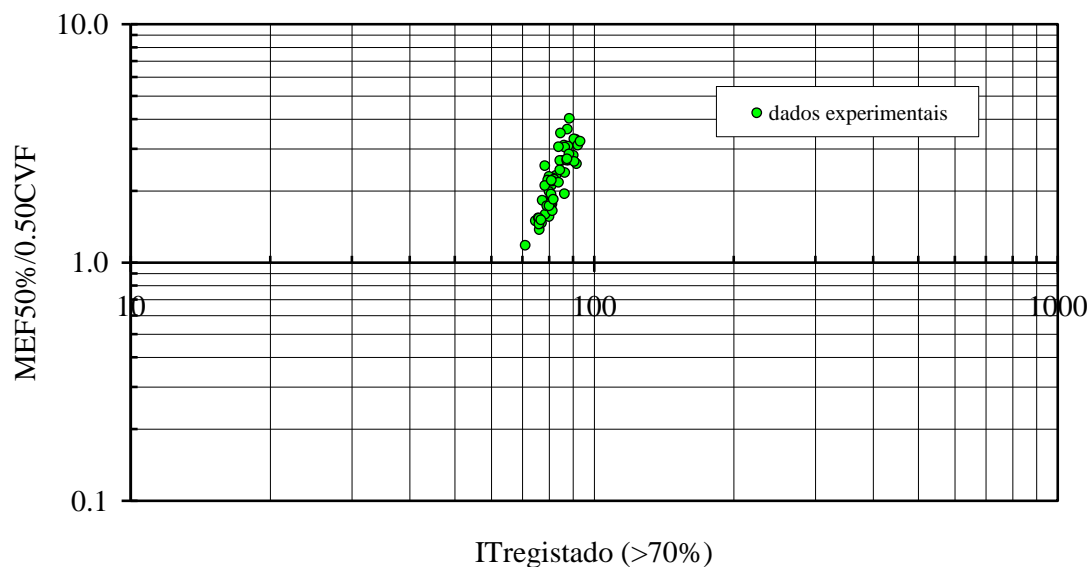


Figura 5.11 - $MEF_{50}/0.5CVF$ “versus” *IT* experimental superior a 70%

Na figura 5.12 são mostrados os casos em que o valor de *IT* registado e experimental é inferior a cerca de 70%.

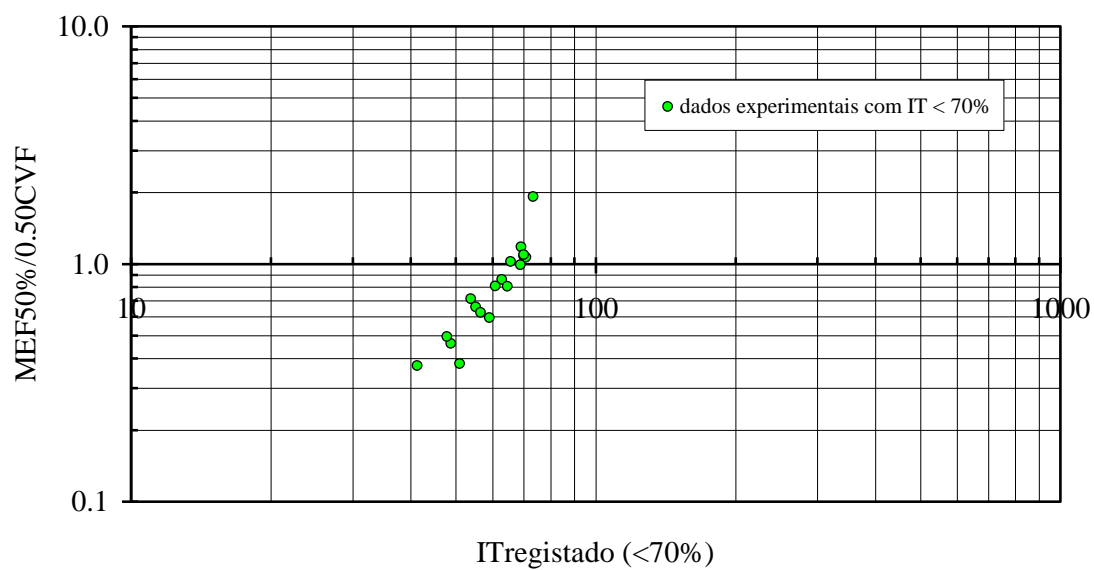


Figura 5.12 - $MEF_{50}/0,5CVF$ “versus” IT experimental inferior a cerca de 70%

A observação do gráfico da Figura 5.12 mostra que a localização dos dados experimentais, ou estão na vizinhança do valor unitário ou são inferiores ao valor unitário.

Nestes termos, o índice $MEF_{50}/0,5CVF$ parece contribuir para a triagem de diagnóstico dos distúrbios ventilatórios. Este resultado está em concordância com o obtido por Rodrigues *et al.* (2010).

Como referido anteriormente os pacientes com valorização de DPOC podem registar um IT superior a 70%. Como se mostra na figura 5.13, com dados experimentais DVO e DVR.

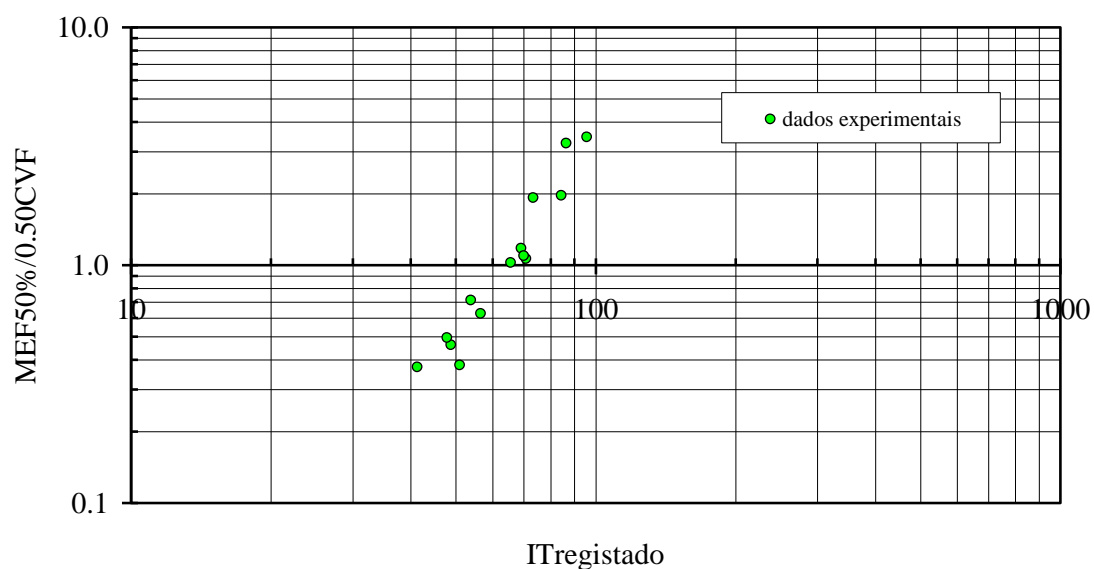


Figura 5.13 - $MEF_{50}/0,5CVF$ “versus” IT registado e experimental para casos com DVO e DVR

A necessidade em se conhecer as eventuais diferenças entre o género masculino e feminino levou à construção de diversos gráficos que são mostrados na Figura 5.14.

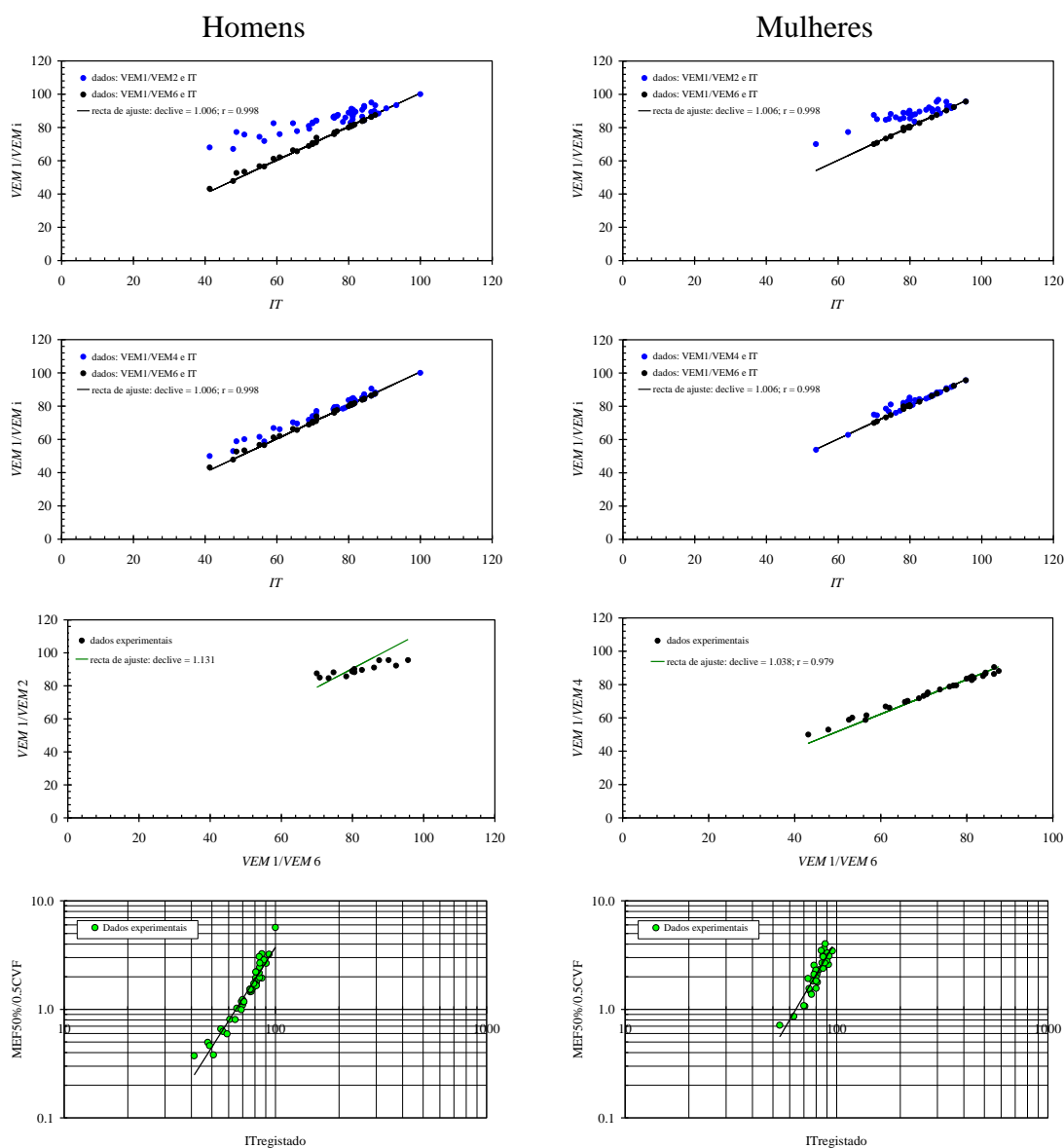


Figura 5.14 – Gráficos com os registos de dados de toda a amostra, para os géneros masculino e feminino

A observação dos gráficos da Figura 5.14 permitiu concluir que, na prática, se verificam algumas diferenças nos registos de dados para a amostra considerada nesta investigação, em termos de género masculino e feminino.

A discussão da aplicação de um índice que valoriza o cociente VEM_1/VEM_2 não parece oportuna pois os resultados não aparentam concordância com o quociente VEM_1/VEM_6 . No entanto, quando é discutido o cociente VEM_1/VEM_4 em face de VEM_1/VEM_6 e também em face de IT os resultados obtidos sugerem a valorização do índice VEM_1/VEM_4 na triagem do diagnóstico da doença pulmonar obstrutiva crónica tanto para o género

masculino como para o género feminino, com um coeficiente de correlação de 0,998 e um declive próximo do valor unitário e com um erro relativo de cerca de 0,5%.

A observação da Figura 5.14 mostra que a valorização do índice VEM_1/VEM_4 em face do índice VEM_1/VEM_6 é uma excelente alternativa na triagem de diagnóstico de DPOC.

A valorização do indicador determinado a partir do cociente entre os valores do MEF_{50} e 50% da CVF em face do IT registado mostra coerência dos resultados obtidos para ambos os géneros, o que sugere a sua valorização para o diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

Na Figura 5.15 são mostrados alguns gráficos para os testes efetuados e considerados normais, para o género masculino e feminino.

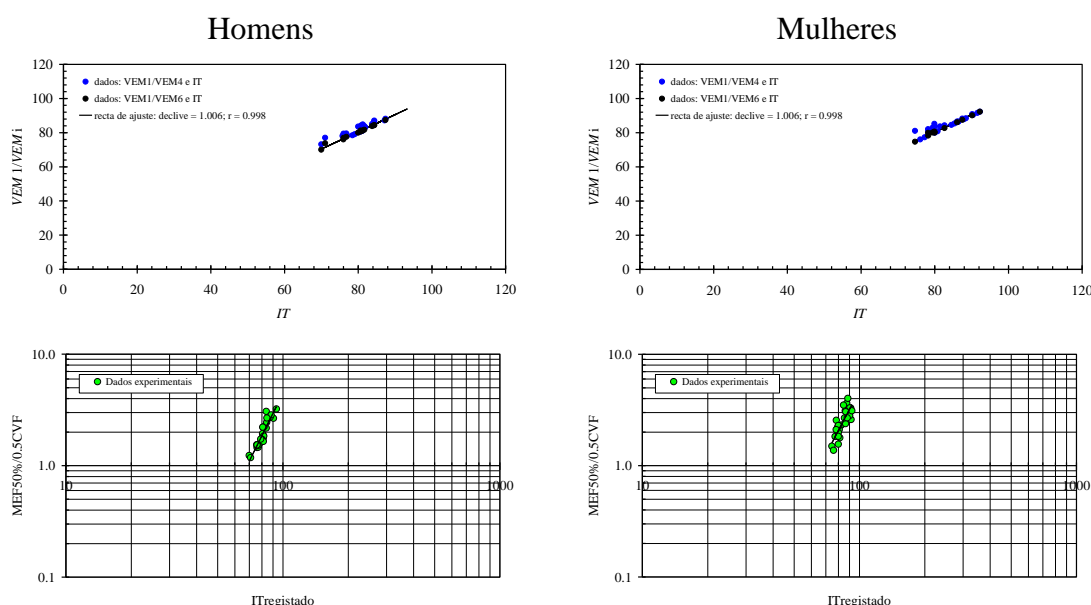


Figura 5.15 - Gráficos para os testes efetuados e considerados de normais, para o género masculino e feminino

A observação da Figura 5.15 mostra que a valorização do índice sugerido nesta dissertação, VEM_1/VEM_4 deve ser valorizado na triagem diagnóstica da DPOC.

Também o indicador determinado por $MEF_{50}/0.5CVF$ deve ser valorizado em face do índice determinado por VEM_1/CVF ou IT , o que sugere que para valores de $MEF_{50}/0.5CVF$ superiores à unidade e para IT superior a 70%, o diagnóstico revela ser um caso sem patologia.

Nestas circunstâncias, os dois índices quando usados em simultâneo parecem ser adequados para otimizar a triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

A Figura 5.16 foi construída a partir do registo de dados de pacientes com valorização de valores obstrutivos e valores restritivos ou seja, DVO e DVR .

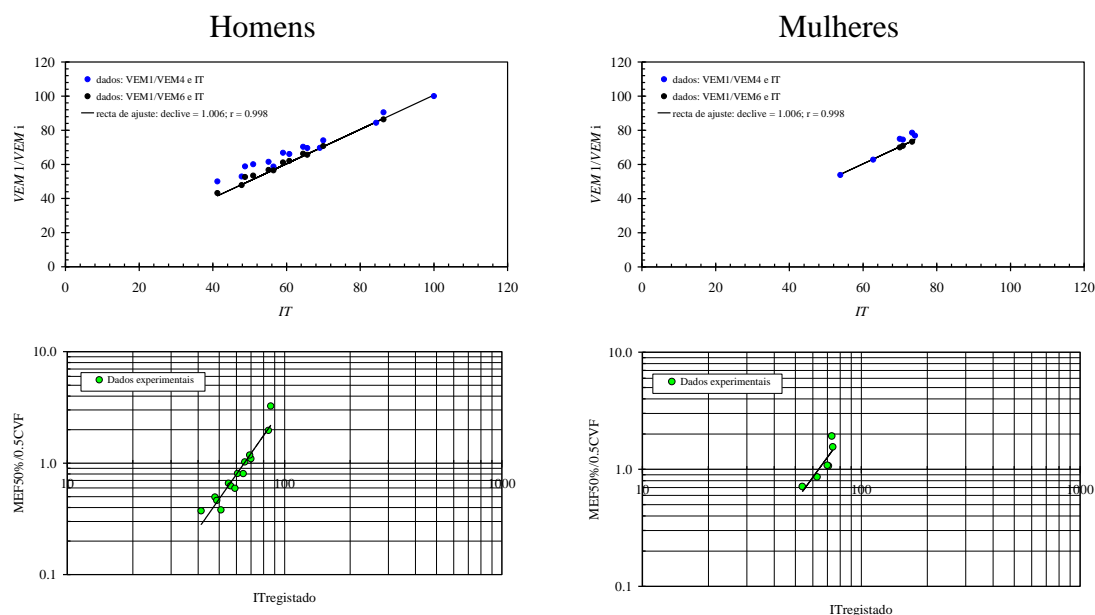


Figura 5.16 – Gráficos com registo de dados de pacientes com valorização de *DVO* e *DVR*, para o género masculino e feminino

É oportuno lembrar que as situações de *DVO* e *DVR* podem determinar um valor de IT superior a 70%.

A observação dos gráficos da Figura 5.16 continua a mostrar, como era esperado, que a valorização do índice VEM_1/VEM_4 é adequada para ambos os géneros masculino e feminino.

Os dados experimentais indicados nos gráficos da Figura 5.16 mostram valores do cociente $MEF_{50}/0,5CVF$ inferior á unidade ou localizados na vizinhança do valor unitário como era esperado, pois há uma valorização dos distúrbios ventilatórios. Os valores indicados e inferiores à unidade estão em concordância com a informação retirada da Figura 2.6.

Nestes termos e em fase de conclusão, é possível afirmar que a análise aqui apresentada sugere inequivocamente que o índice $MEF_{50}/0,5CVF$ e VEM_1/CVF quando são substituídos pelos índices considerados nesta investigação $MEF_{50}/0,5VEM_4$ e VEM_1/VEM_4 são adequados para a triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

A título de informação apresentamos os gráficos obtidos para ambos os géneros, quando se valorizam diagnósticos de *DVO*.

Na Figura 5.17 estão indicados os dados experimentais e a observação dos gráficos da Figura sugere mais uma vez que o índice VEM_1/VEM_4 deve ser valorizado, assim como o $MEF_{50}/0,5VEM_4$ na triagem de diagnóstico para casos de *DVO*.

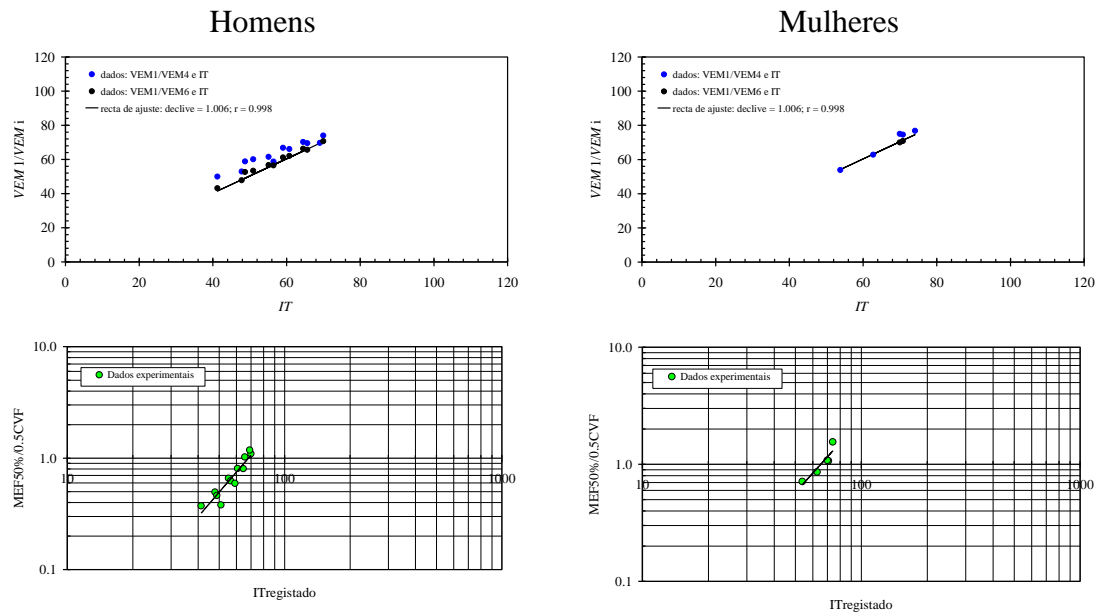


Figura 5.17 - Gráficos obtidos para ambos os géneros, masculino e feminino, quando se valorizam resultados de valores obstrutivos

Uma nova visão foi considerada. Na prática, os dados obtidos dependem do escoamento do fluido (neste caso gás) que deve ser expulso numa expiração forçada. A literatura de especialidade não apresenta estudos que valorizem um parâmetro adimensional que caracteriza o tipo de escoamento, denominado número de Reynolds (Re).

Procuramos nesta investigação avaliar um modelo exploratório que possa contribuir para a triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios usando Re .

É sabido, através da literatura da especialidade que o número de Reynolds mede o cociente entre forças de inércia e forças viscosas (White, 1983; Massey, 2002).

Dado o fluido ser o mesmo, a única variável que condiciona o tipo de escoamento é o diâmetro de passagem do fluido pelo canal. No caso do aparelho usado nesta investigação, o diâmetro de passagem do fluido, na zona de controlo, é de 21mm, valor este usado como padrão.

Assim sendo e considerando as propriedades físicas do fluido constantes, foi possível determinar para cada paciente o seu correspondente número de Reynolds usando a expressão

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} \quad (5.02)$$

em que ρ representa a massa volúmica do gás, μ a viscosidade dinâmica do gás, v a velocidade média do gás e D o diâmetro do tubo de passagem do gás.

A Figura 5.18 mostra como o número de Reynolds depende da idade, como seria esperado. Os pontos de cor verde são valores previstos e os pontos de cor azul são valores registados. A linha de cor verde, com declive negativo, mostra a tendência do valor previsto com a idade.

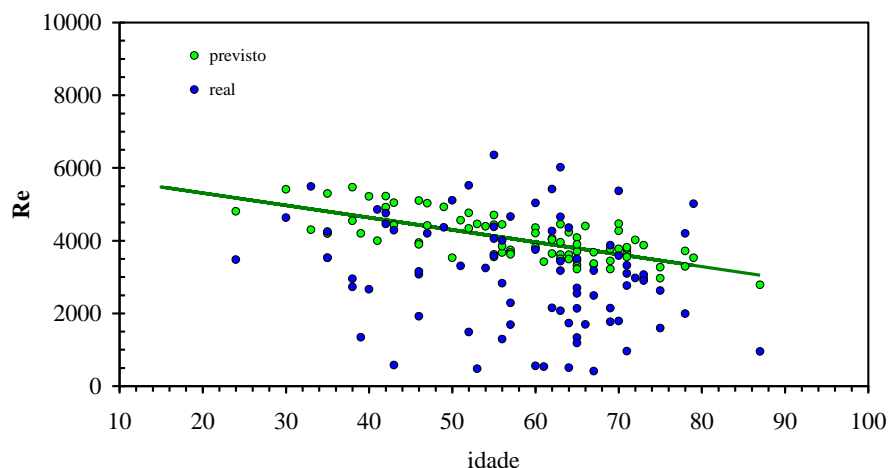


Figura 5.18 – Número de Reynolds condiona o tipo de escoamento com a idade

A observação do gráfico da Figura 5.18 mostra inequivocamente que os valores experimentais apresentam valores segundo a tendência prevista e valores com dispersão que quando localizados acima da linha de tendência mostram indivíduos com robustez física e que quando estão localizados abaixo da linha de tendência devem ser valorizados em termos de triagem de diagnóstico de distúrbio ventilatório. Na prática, há estrangulamento ou situação de quebra de elasticidade pulmonar para a expulsão do gás. A interpretação física do número de Reynolds mostra que os valores muito abaixo do Re indicado pela linha de tendência devem ser valorizados com patologia *DVO* ou *DVR*, ou seja, os valores mostram uma queda da força de inércia em face da força viscosa. Nestas circunstâncias, consideramos oportuno apresentar a Figura 5.19, para casos da amostra com diagnóstico *DVO* ou *DVR*.

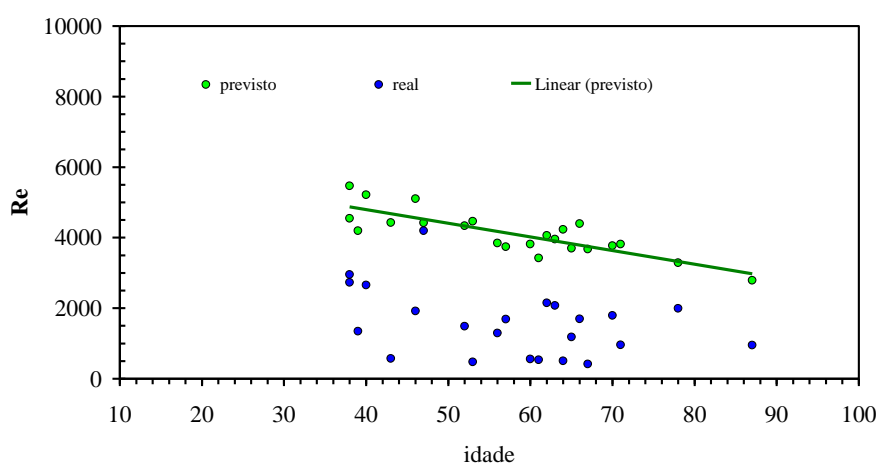


Figura 5.19 – Número de Reynolds “versus” idade na triagem de diagnóstico de DPCO

A observação da Figura 5.19 mostra, mais uma vez e de forma inequívoca, que o número de Reynolds parece ser um parâmetro que deve ser valorizado na triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios. De facto, todos os casos de *DVO* ou *DVR* mostram a sua localização muito abaixo da linha de tendência, o que valida o que anteriormente foi referido.

CAPÍTULO 6

Considerações finais e perspectivas futuras

Capítulo 6 – Considerações finais e perspectivas futuras

Esta investigação só foi possível ser realizada por haver disponibilidade, em termos hospitalares, na área da pneumologia.

Nesta investigação procurou-se uma justificação científica para a utilização do índice VEM_1/VEM_6 , já aceite por diversos autores e profissionais de saúde.

Foi encontrada uma justificação física e estatística para a valorização do índice VEM_1/VEM_6 . O estudo veio a revelar que se for utilizado o índice VEM_1/VEM_4 , menos invasivo para o paciente, é possível proceder também à triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios.

Foram construídos diversos gráficos para os géneros masculino e feminino e para casos considerados de normais, obstrutivos e restritivos.

Foi possível correlacionar os dados determinados por $MEF_{50}/0,5CVF$ e VEM_1/CVF . A investigação mostrou que a substituição de CVF por VEM_4 é uma estratégia que deve ser valorizada para a triagem de diagnóstico de DVO e DVR .

Na prática, a triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios deve valorizar não só o valor do índice de Tiffeneau mas também o valor de $MEF_{50}/0,5CVF$.

A investigação, mesmo sendo considerada de exploratória, revelou dados interessantes para serem valorizados na triagem de distúrbios ventilatórios, respondendo à questão investigativa formulada no início deste documento.

Em termos futuros, considera-se relevante continuar esta investigação com uma amostra de dados mais alargada, para os géneros masculino e feminino e para os casos de valores normais, valores obstrutivos e valores restritivos, em termos de grupos de idade, de massa e de altura.

Seria também interessante construir uma base de dados com valores de referência para os valores de VEM_1 , CVF , VEM_6 e também VEM_4 obtidos através de espirometria, para a população portuguesa, à semelhança do que foi feito no Brasil, para os valores de VEM_1 , VEM_6 e CVF (Carlos Pereira *et al.*, 2006).

Adicionalmente, consideramos que estudos adicionais devam ser realizados nesta temática que engloba uma grande faixa de população portuguesa e que é suportada por elevados custos para o país. Pensamos que estes estudos deverão valorizar o valor de VEM_4 que foi introduzido nesta investigação assim como o tipo de escoamento que o paciente fica sujeito.

Poder-se-á construir uma tabela de valores previstos para grupos etários para a população portuguesa. Seria oportuno apresentar um fluxograma através da identificação de patologias de DVO e DVR , num contexto de lógica de valores, para a triagem de diagnóstico.

A valorização de parâmetros hidrométricos parece-nos também adequada (Strauss *et al.*, 1978; Heikki, *et al.*, 1966), assim como a identificação da pressão absoluta registada no

bocal do aparelho como condicionante de triagem de diagnóstico a partir do número de Reynolds.

A finalizar, esperamos que esta investigação possa contribuir para uma nova visão na triagem de diagnóstico de distúrbios ventilatórios, menos agressiva.

BIBLIOGRAFIA

- Aaron, S.D., Dales, R.E. & Cardinal, P. (1999). How accurate is spirometry at predicting restrictive pulmonary impairment? *Chest*; 115:869-73.
- Agusti, A.G., Sauleda, J., Mirralles, C., Gomez, C., Togores, B. & Sala, E. (2002) Skeletal muscle apoptosis and weight loss in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*; 166 (4):485-9.
- Arne, M., Lisspers, K., Stallberg, B., Boman, G., Hedenstrom, H., Janson, C. & Emtner, M. (2009). How often is diagnosis of COPD confirmed with spirometry? *Respiratory Medicine* 104, 550-556.
- Celli, B.R. & MacNee (2004). Standards for the diagnosis and treatment of patients with COPD: a summary of the ATS/ERS position paper. *European Respiratory Journal*; 23: 932-946.
- Couto, A. & Ferreira, R. (1992). *O diagnóstico funcional respiratório na prática clínica*. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian.
- Couto, A. & Ferreira, R. (2004). *Estudo funcional respiratório e aplicação na prática clínica*. Lisboa; Lidel – Edições Técnicas, Lda.
- Chowienczyk, P.J. & Lawson, C.P. (1982). Pocket sized device for measuring forced expiratory volume in one second and forced vital capacity. *British Medical Journal*, 285(7):15-17.
- Cooper, C.B. (2002). Exercise in chronic pulmonary disease: aerobic exercise prescription. *Medicine & science in Sports & Exercise*; 33: 671-679.
- Clausen, J.L. (1989). Clinical interpretation of pulmonary function tests. *Respiratory Care*; 146:1779-81.
- Davidovits, P. (2008). *Physics in Biology and Medicine*, Academic Press.
- Eaton, T., Withy, S. & Garrett, J.E. (1999a). Spirometry in primary care practice. The importance of quality assurance and the impact of spirometry workshops. *Chest*; 116:416-423.
- Eaton, T., Withy, S., Garrett, J.E., Mercer, J., Whitlock, R.M.L. & Rea, H. (1999b). Spirometry in Primary Care Practice: The importance of Quality assurance and the spirometry. *Chest* 116; 416-423.
- Enright, P.L., Connet, J.E. & Bailey, W.C. (2002). The $FEF_{1/6}$ predicts lung function decline in adult smokers. *Respiratory Medicine*, 96: 444-449.

Ferguson, G., Enright, P.L., Buist, A.S. & Higgins, M. (2000). Office spirometry for lung health assessment in adults. A consensus statement from the National Lung Health Education Program. *Chest*; 117:1146-1161.

Gleeson, S., Mitchell, B., Pasquarella, C., Reardon, E., Falsone, J. & Berman, L. (2006). Comparison of FEF_6 and FVC for detection of airway obstruction in a community hospital pulmonary function laboratory. *Respiratory Medicine*; 100(8):1397-401.

Green, M., Mead, J. & Turner, J.M. (1974). Variability of maximum expiratory flow-volume curves. *J Appl Physiol.*; 37(1):67-74.

GOLD (2006). *Global Strategy for the Diagnosis, Management and Prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. Global Initiative for chronic obstructive lung disease. [GOLD Website].

Heikki, O., Koskela, K., Koskela, A., Hannu, O. & Tukiainen, O. (1996). Bronchoconstriction due to Cold Mechanisms Airway Effects and Cutaneous Reflex Weather in COPD. *Chest*, 110:32-636.

Hyatt, R.E., Scanlon, P.D. & Nakamura, M. (1997). Interpretation of pulmonary function tests. A practical guide. *Lippincott-Raven*; 27-39.

Hyatt, R.E. & Black, L.F. (1973) The flow-volume curve. A current perspective. *Am Rev Respir Dis*; 107: 191-195.

Jakob, M. (2009). Euromédice. Börm Bruckmeier Verlag. AstraZeneca Respiratória.

Joseph, D., Cherniack, R., Paull, K. & Gelfand, E.W. (2004). Is Forced Expiratory Volume in one second the best measure of severity in childhood asthma? *Am J Respir Crit Care Med*; 169:784-786.

Junior, O.K. (1997). Testes de função pulmonar em crianças e adolescentes. *J Pediatr*; 73(3):145-150.

Knudson, R.J., Lebowitz, M.D, Holberg, C.J. & Burrows, B. (1983). Changes in the normal maximal expiratory flow-volume curve with growth and aging. *Am Rev Respir Dis.*; 127(6): 725-34.

Knudson, R.J., Slatin, R.C., Lebowitz, M.D. & Burrows, B. (1976). The maximal expiratory flow-volume curves. Normal standards variability and effect of age. *Am Rev Respir Dis*; 113:587-600.

Kulish, V. (2006). *Human Respiration – Anatomy and Physiology, Mathematical Modelling, Numerical Simulation and applications*, WIT press.

Lopez, A.D., Mathers, C.D., Ezzati, M., Jamison, D.T. & Murray, C.J. (2001) Global and regional burden of disease and risk factors: systematic analysis of population health data. *Lancet* 2006; 367 (9524):1747-57.

- Lundgren, F.L.C., Cabral, M.M, Clímaco, D.C.S, Macedo, L.G., Coelho, M.A.L. & Dias, A.L.P.L.A. (2006). Determinação da eficiência do VEF_6 como substituto da CVF na triagem diagnóstica da doença pulmonar obstrutiva crônica através da comparação entre as relações VEF_1/CVF e VEF_1/VEF_6 . *Journal Brazilian Pneumology*, 33(2):148-151.
- MacNee, W. (2007). Pathogenesis of chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Chest Med*; 28 (3):479-513.
- Massey, B.S. (2002). *Mecânica dos Fluidos*, Fundação Calouste Gulbenkian, Lisboa.
- Miller, M.R., Hankinson, J., Brusasco, V., Burgos, F., Casaburi, R., Coates, A., Crapo, R., Enright, C.P.M., Van der Grinten, P. Gustafsson, R., Jensen, R., Johnson, D.C., MacIntyre, N., McRay, R., Navajas, O.F., Pedersen, O.F., Pellegrino, R., Viegi, G. & Wanger, J. (2005). Standardisation of spirometry. *European Respiratory Journal*; 26:319-338.
- Murray, C.J. & Lopez, A.D. (1997) Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: Global Burden of Disease Study. *Lancet* 349 (9064):1498-504.
- Netter, F.N. (1980). *Respiratory System*, The Ciba Collection of Medical Illustrations, Vol. 7.
- O'Donnell, D.E., Lam, M. & Webb, K.A. (1999) Spirometric correlates of improvement in exercise performance after anticholinergic therapy in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*; 160:542-549.
- Oga, T., Nishimura, K., Tsukino, M., Sato, S. & Hajiro, T. (2003). Analysis of the factors related to mortality in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*; 167(4):544-9.
- Papaioannou, A.I., Loukides, S., Gourgoulisanis, K.I. & Kostikas, K. (2009). Global assessment of the COPD patient: Time to look beyond FEV_1 ? *Respiratory Medicine* 103, 650-660.
- Pereira, C.A.C. (2002). Espirometria. *J Pneumol* 28 (Supl 3):1-82.
- Pereira, C.A.S., Sato, T. & Rodrigues, S.C. (2007). Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. *J Bras Pneumol* 33 (4):397-406.
- Quanjer, P.H, Tammeling, G.J, Cotes, J.E, Pedersen, R., Peslin, R. & Yearnault, J.C. (1993). Lung volumes and forced ventilator flows: report of working party, standardization of lung function tests. European Community for steel and coal – official statement of the European Respiratory Society. *European Respiratory Journal*; 6 (Suppl 16): 5-40.
- Radin, A. & Cote, C. (2008). Primary Care of the patients with chronic obstructive pulmonary disease – Part 1: Frontline Prevention and Early Diagnosis. *The American Journal of Medicine*; 121, S3-S12.
- Ren, C.L. (2003). What is the best way to measure lung function? *Chest*; 123(3):667-668.

Renzetti, A.D. (1979) Standardization of spirometry. *Am Ver Respir Dis*; 119: 831–838.

Rodrigues, M.T., Fiterman-Molinari, D., Barreto, S.S.M. & Fiterman, J. (2010). O papel da razão $FEF_{50\%}/0,5CVF$ no diagnóstico dos distúrbios ventilatórios obstrutivos. *Journal Brazilian Pneumology*; 36 (1): 44-50.

Seeley, R., Stephens, T.D. & Tate, P. (2001). *Anatomia & Fisiologia*, Lusodidacta, Lisboa.

Silva, L.C.C., Rubin, A.S., Silva, L.M.C. & Fernandes, J.C. (2005). Espirometria na prática médica. *Revista AMRIGS*; 49 (3):183-194.

Silva, L.C.C. (2007). Espirometria: o que é normal? *Journal Brazilian Pneumology*; 33 (4): xxi-xxii.

Spahn, J.D., Cherniack, R., Paull, K. & Gelfand, E.W. (2004). Is Forced Expiratory Volume in One Second the Best Measure of Severity in Childhood Asthma? *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*; 169:784–786.

Strauss, R.H., McFadden, E.R., Ingran, R.M. & Chandler, E. (1978). Influence of heat and humidity on the airway obstruction induced by exercise in asthma. *Journal of Clinical Investigation*; 61(2):433-440

Swanney, M.P., Beckert, L.E., Frampton, C.M., Wallace, L.A., Jensen, R.L. & Crapo, R.O. (2004). Validity of the American Thoracic Society and other spirometric algorithms using FVC and forced expiratory volume at 6s for predicting a reduced total lung capacity. *Chest*; 126 (6): 1861-6.

Swanney, M.P, Jensen, R.L, Crichton, D.A, Beckert, L.E, Cardno, L.A. & Crapo, R.O. (2000). FEV_6 is an acceptable surrogate for FVC in the spirometric diagnosis of airway obstruction and restriction. *Am J Respir Crit Care Med*; 162 (3 Pt 1): 917-9.

Terra Filho, J. (1998). Avaliação Laboratorial da Função Pulmonar. *Medicina*; 31: 191-207.

Vandevoorde, J., Verbanck, S., Schuermans, D., Kartounian, J. & Vinken, W. (2005) FEF_1/FEF_6 and FEF_6 as an alternative for FEF_1/FVC and FVC in the spirometric detection of airway obstruction and restriction. *Chest*; 127(5):1560-4.

White, F.W. (1983). *Mecânica de Fluidos*, McGraw-Hill, Madrid.

White P. (2003). Spirometry and peak expiratory flow in the primary care management of COPD. *Primary Care Journal* 13, 5-8.

Wise, R.A. & Tashkin, D.P. (2007). Preventing chronic obstructive pulmonary disease: What is known and what needs to be done to make a difference to the patient? *The American Journal of Medicine*; 120 (8A), S14-S22.

Wasserman, K., Hansen, J.E, Sue, D.Y, Casabury, R. & Whipp, B.J. (2004). *Principles of Exercise Testing and Interpretation*. 4ªed. Baltimore:Lippincott Williams & Wilkins.

Wouters, E.F.M. (2005) Local and Systemic Inflammation in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Proc Am Thorac Soc*; 2(1):26-33.